

F26

**9 JP10-243915**

Quartz fiber endoscope

Publication Number	Filing Date	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-243915	March 4, 1997	Applic.	Fluorescent Observation Device	Iida Hirao* Ueno* Kaneko* Takehana* Yoshihara† Iwasaki Yokota Takasugi Matsumoto Magai	Machine, Tomomi

**9.1 DESCRIPTION**

This patent addresses three problems:

- 1) the poor transmission of blue light through conventional endoscope imaging bundles,
- 2) the common use of a red guide laser during laser therapy makes it difficult to also use autofluorescence imaging during laser therapy, and
- 3) the difficulty of providing an inexpensive blue light source for fluorescence excitation.

There is one claim and sixteen additional remarks. There are four embodiments.

The first embodiment [0008] (Figure 1) describes a "fluorescent" observation endoscope apparatus with a single intensifier, color CCD and mode-switching. A Xenon lamp is used as the white light source and a blue laser as the excitation light source. The unique feature is that the endoscope has two illumination light guides, one for white light and one for fluorescence excitation light. The light guide for white light is made of a flexible material. The light guide for fluorescence is made of a material that transmits ultraviolet and blue light, such as quartz fiber, which is not very flexible. The excitation light guide is made a much smaller diameter than the white light guide, and therefore has little effect on the flexibility of the endoscope. The two light guides are combined at the distal, insertion end of the endoscope with the excitation guide centered in the white light guide, and share the same illumination optics. By utilizing quartz fiber for the excitation guide, the transmission of excitation light through the endoscope is considerably improved.

In a modification of the first embodiment [0018] (Figures 5-6), the excitation light guide is combined with the white light guide at the distal (insertion) end of the endoscope such that the excitation light guide fibers are arranged around the periphery of the white light bundle. Alternatively, the excitation light guide fibers are arranged at random through out the white light bundle.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

In another modification of the first embodiment [0020] (Figure 7), the excitation light guide is coaxial within the white light guide for their entire length. The optics of the light source are such that a laser is focused onto the excitation light portion and a Xenon lamp is focused onto the white light portion of the light guide. This version has the advantage that it can also be utilized with a conventional light source as a white light only endoscope.

In yet another modification of the first embodiment [0022] (Figures 8-9), the distal (insertion) end of the light guide is split into two so that illumination can take place from two ports. At each port, the excitation guide is arranged in the center of the white light guide. By having two ports, the illumination is spread more evenly over a broader area.

In still another modification of the first embodiment [0023] (Figure 10), the excitation light guide and white light guide are each covered with a jacket to prevent leakage of light from one light guide to the other.

The second embodiment [00224] (Figure 11) describes another variation of a "fluorescent" observation endoscope apparatus. The unique feature is that this fluorescence imaging system incorporates a laser therapy unit wherein the light used to guide the laser therapy is the same wavelength as that of the excitation light (or shorter). This makes it possible to utilize the laser therapy unit during fluorescence imaging. With a conventional laser therapy unit, the light used to guide the therapy is red and would saturate the fluorescence camera.

The third embodiment [0032] (Figure 12) describes an implementation of a less expensive blue light source for fluorescence imaging based on semiconductor lasers. Blue laser output is achieved by running the output of an 800 nm semiconductor laser through a frequency doubler (to get 400 nm) and then amplifying this second harmonic in an optical fiber amplifier. The 800 nm light also serves as the pump for the optical fiber amplifier.

The fourth embodiment [0039] (Figure 13) describes an improvement to the third embodiment. The difficulty with the third embodiment is that the output is 400 nm, shorter than the usual wavelength of around 440 nm. In the fourth embodiment, a 880 nm laser is doubled and amplified in an optical fiber amplifier. Because higher power 800 nm lasers are available, such a laser is also incorporated into the optical path to serve as the pump laser for the optical fiber amplifier. In this way, 440 nm output of reasonable power is achieved. In this way output similar to that of a HeCd laser can be realized with a savings in size and weight, and cost.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



**UNEXAMINED JAPANESE PATENT NO. H10-243915****[Title of the Invention]**

**Fluorescence Observation Apparatus**

**[Abstract]****[Object]**

To provide a fluorescence observation endoscope apparatus which realizes miniaturization and cost reduction of an excitation light source by transmitting excitation light with high efficiency while maintaining the flexibility of an endoscope.

**[Solution]**

In a fluorescence observation endoscope apparatus, which displays both an observation image acquired by normal illumination light and a fluorescence image based on fluorescence excitation by the excitation light via a endoscope 1 simultaneously or by switching time-divided manner, the endoscope 1 is provided with; a light guide 3 which bundles a light guide 14 for excitation light formed by quartz fibers, and a light guide 3 for white light formed by multi-component type fibers. The excitation light is transmitted through the aforementioned light guide 14 for excitation light, and the normal illumination light is transmitted through the light guide 15 for white light to the distal tip of the endoscope 1.

**[Claims]****[Claim 1]**

A fluorescence observation apparatus, which displays both an observation image by the normal illumination light and a fluorescence image based on the fluorescence excitation by the excitation light simultaneously or by switching time-divided manner, is characterized by having the light-guide paths which are formed by quartz fibers for transmitting the aforementioned excitation light and by

multi-component type fibers for transmitting the aforementioned normal illumination light.

[Detailed Description of Invention]

[0001]

[Technical Field of the Invention]

This invention relates to a fluorescence observation apparatus which displays both an observation image by the normal illumination light and a fluorescence image based on fluorescence excitation by the excitation light simultaneously, or by switching time-divided manner.

[0002]

[Prior Art]

With a conventional fluorescence observation apparatus disclosed in the United States Patent USP 4,821,117 gazette, the technique for supplying white light and excitation light by transmitting through the light guide of an endoscope to an organism and acquiring and displaying a normal observation image and a fluorescence image is described.

[0003]

[Problems to be Solved by the Invention]

The blue wavelength light from ultraviolet is used as the fluorescence excitation light in the above-mentioned USP 4,821,117 gazette. Gas lasers, such as a He-CD laser, and dye lasers, such as an excimer dye laser, are used as a supply source of these lights. However, there is a problem that these laser devices are large size and expensive.

[0004]

In addition, the light guide of an endoscope consists of multi-component type fibers. However, multi-component type fibers have low transmissivity for the blue wavelength light from ultraviolet, that is 10 – 20 %. Thus, in order to obtain

sufficient output for the fluorescence excitation, as excitation light output, from the distal tip of an endoscope, a laser light source requires the output 5-10 times as large as the output from the distal tip. As a result, a laser light source becomes a large size and expensive. There is a quartz fiber with high transmission efficiency of excitation light, however, a quartz fiber is difficult to use as the light guide of an endoscope since it has low flexibility.

[0005]

This invention is subjected to solve the above-mentioned problems and to provide a fluorescence observation apparatus which realizes miniaturization and cost reduction of excitation light source by reducing the light output required for a excitation light source by transmitting excitation light with high efficiency while maintaining flexibility of an endoscope.

[0006]

[Means to Solve Problems]

A fluorescence observation apparatus of this invention, which displays both an observation image by the normal illumination light and a fluorescence image based on the fluorescence excitation by the excitation light simultaneously, or by switching time-divided manner, has the light-guide paths consists of quartz fibers for transmitting excitation light and multi-component type fibers for transmitting the normal illumination light.

[0007]

In the above mentioned fluorescence observation apparatus, the excitation light is transmitted by quartz fibers and the normal illumination light is transmitted by multi-component type fibers through the above-mentioned light-guide paths. Therefore, it is possible to perform efficient transmission suitable for each wavelength. Since the quartz fibers have low flexibility, for example, if entire light-guide paths of the endoscope are formed by quartz fibers, the flexibility of the endoscope would be lowered and a problem for insertion ability would occurs.

However, for the above-mentioned fluorescence observation apparatus, the minimum required numbers of quartz fibers for the excitation light transmission are used. Therefore, the deterioration of flexibility is smaller than that of the case where the quartz fibers used for the entire light-guide of an endoscope and the insertion ability is not affected.

[0008]

[Embodiments of the Invention]

The embodiment of this invention will be explained below with reference to the figures. Fig. 1 illustrates an entire structure of a fluorescence observation endoscope apparatus as a fluorescence observation apparatus of the first embodiment of this invention.

The fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment comprises mainly:

- an endoscope 1;
- a camera 5 for detecting an image of the organism which is acquired through the aforementioned endoscope 1;
- an image processor 9 for processing the image signal output from the aforementioned camera 5;
- a monitor 13 for displaying images;
- an excitation light source 16 which is a light source part of the endoscope 1; and
- a white light source 17.

[0009]

In the above-mentioned endoscope 1, an image guide 2 which takes in the reflected light from an organism into the camera 5, and a light guide 3 which is a light-guide path for irradiating the observation light to the organism are arranged. The ocular portion 4 of the endoscope 1 is connected to the camera 5.

[0010]

The aforementioned light guide 3 branches into the light guide 14 for excitation light and the light guide 15 for white light near the light incident surface. The light guide 14 for excitation light is connected to the excitation light source 15, and the light guide 15 for white light is connected to the white light source 17. Fig. 2 is an exemplary sectional view showing the structure of the light guide 3. The light guide 14 for excitation light is formed by fibers, such as quartz fibers, which have high transmissivity to a blue wavelength light from ultraviolet. On the other hand, the light guide 15 for white light is formed by fibers, such as multi-component type fibers, which are made by high flexibility materials. The diameter of the light guide 14 for excitation light is about 0.1-0.5 mm, and that of the light guide 15 for white light is about 1-3 mm. These light guides are collected into at least one bundle near the light emission end 3a near the distal tip of endoscope. Fig. 3, (A), (B), and (C) are the diagrams respectively showing either the light emission end side or the light incidence side of the light guide 3 indicated by the Arrows A, B, and C in Fig. 2.

[0011]

The above-mentioned camera 5 has a switching mirror 6, a first CCD (solid imaging element) 7, and a second CCD (solid imaging element) 8. The output signals from CCDs 7 and 8 are input into the image processor 9.

[0012]

The above-mentioned image processor 9 has a first CCU (camera control unit) 10, a second CCU 11, and superimposition circuit 12, and is connected to the monitor 13.

[0013]

Next, the operation of the fluorescence observation endoscope apparatus structured as above will be described. The excitation light emitted from the excitation light source 16 is transmitted through the light guide 14 for excitation light and then irradiated into the organism from the distal tip of the endoscope 1.

The organism excited by the excitation light emits fluorescence and this fluorescence image is transmitted to the camera 5 via the image guide 2. The normal observation image of the organism illuminated by the white light is transmitted to the camera 5 via the image guide 2.

[0014]

The above-mentioned excitation light and white light are switched sequentially and supplied to the organism. The fluorescence image is projected onto the first CCD 7 and the normal observation image is projected onto the second CCD 8 by switching the optical path of the switching mirror 6 in the camera 5 in synchronization with the timing of switching.

[0015]

Since the intensity of the fluorescence image is very weak, it is necessary to perform amplification of intensity by such as an image intensifier (I.I) 7a before the image is entered to CCD 7. The fluorescence image entered to CCD 7 is transmitted to the first CCU 10 of the image processor 9. The normal observation image entered to CCD 8 is transmitted to the second CCU 11. These images are displayed on the monitor 13 via the superimposition circuit 12.

[0016]

Fig. 4 is a detailed illustration of the aforementioned light guide 3, which uses a laser light source 18 as an excitation light source and a Xe-lamp 19 as a white light source, and a light source part, which is arranged at the incidence end of the light guide 3. Each light is incident to the light guide 14 for excitation light or the light guide 15 for white light via a converging optical system 20 and introduced to the distal part of the endoscope 1.

[0017]

According to the fluorescence observation endoscope apparatus described above, by separately transmitting the excitation light and the white light using the

light guides 14 and 15 formed by fibers, which are made of two materials suitable for each wavelength light, the high efficiency transmission is made possible. Consequently, the necessary power to the excitation light source 6 can be reduced so that the miniaturization and cost reduction of the excitation light source 16 can be realized. In addition, by using the minimum required numbers of quartz fibers which have low flexibility for transmitting excitation light, the deterioration of flexibility of the endoscope 1 can be controlled compared to the case that the light guide 3 is formed of quartz fibers.

[0018]

Next, a modification example of a light guide for a light guide path of the first embodiment will be explained. This example of a modification is characterized by a forming method of the bundle of the light guide. Fig. 5 and Fig. 6 illustrate the configuration of the light emission surface of light guides 21 and 24.

[0019]

An example of Fig. 5 illustrates quartz fibers 22 arranged in a circle inside the light guide 22 for white light which is a peripheral part of a bundle of the light guide 21. By this, the excitation light is supplied widely and a fluorescence image in a wide range can be acquired. As a result, it is possible to perform efficient fluorescence observation. An example of Fig. 6 illustrates quartz fibers 25 which are arranged randomly in the light guide 26 for white light inside the bundle of the light guide 24. Therefore, the excitation light is supplied to an organism uniformly. Consequently, the accurate fluorescence observation becomes possible.

[0020]

Next, another modification example of a light guide for a light-guide path of the first embodiment will be explained. Fig. 7 illustrates a light source part and a light guide when the light guide of this modification is applied. In the above-mentioned light guide 27, the light guide 28 for excitation light, and the light guide

29 for white light are bundled completely from the light incident end to the light emission end. The converging optical system 30 comprises a lens, a mirror, etc. It is structured to guide the light from the laser light source 18 to the light guide 28 for excitation light and to guide the light from the Xe-lamp 19 to the light guide 29 for white light.

[0021]

In this modification example, there is a merit of simplifying a structure of the endoscope having the light guide 27 since the whole light guide 27 is bundled. Thereby, it is applicable for even a conventional endoscope by just alternating the light guide.

[0022]

Next, another modification example of the light guide as the light-guide paths above-mentioned first embodiment will be explained. The light guide 33 of the above-mentioned modification example as shown in Fig. 8 is formed by the light guide 34 for excitation light and the light guide 35 for white light and in which the emission end 33a of the light guide is split into two bundles. Fig. 9 (A), (B), (C), and (D) are the diagrams respectively showing the Arrow A, B, C, and D indicated in Fig. 8. According to the light guide 33 of this modification example, it is capable of the wide range illumination and improves the observation efficiency.

[0023]

Next, another modification example of the light guide for a light-guide path of the first embodiment will be explained. The light guide 36 of the modification example shown in Fig. 10 comprises the light guide 37 for excitation light and the light guide 39 for white light. The light guide 37 for excitation light and the light guide 39 for white light are covered respectively with the jackets 38 and 40. Thereby, a leak of the light from each light guide 37 and 39 is stopped and more efficient light transmission is possible.



[0024]

Next, the second embodiment of a fluorescence observation endoscope apparatus regarding this invention will be explained.

A fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment shown as a block diagram of Fig. 11 comprises:

an endoscope 51, which is mainly used to be inserted into a body cavity, for acquiring a normal observation image and a fluorescence observation image from an observing area such as a diseased area by insertion into a body cavity;  
a white light source 53 for illuminating the normal observation light which is supplied to the aforementioned endoscope 51 with the switching operation of the first adapter 52;

a fluorescence excitation laser apparatus 54 as a source for excitation light with the wavelength from ultraviolet to blue for fluorescence observation with the switching operation of the first adapter 52 in the same manner [as a white light source 53] ;

a laser treatment apparatus 66 for supplying a treatment laser light and a guiding light to a laser probe 72 which is inserted through the endoscope 51;

a normal TV camera 56 for recording the normal observation image acquired by the endoscope 51 via the second adapter 55;

a fluorescence image recording camera 57 for recording a fluorescence image acquired by the endoscope 51 by excitation light from the fluorescence excitation laser apparatus 54 via the second adapter 55;

a CCU 58 for processing the normal observation imaging signal recorded by the normal TV camera 56 and generating a normal image;

a fluorescence image processor 59 for processing the fluorescence imaging signal recorded by the fluorescence image recording camera 57 and generating a fluorescence image;

a video switcher 61 which inputs the normal image and the fluorescence image and outputs the normal image and the fluorescence image in accordance with the signal from the video switching controller 60; and

a monitor 62 for displaying the output images from the video switcher 61.

[0025]

By operating drive of the movable mirror 64 with the driver 63, the above-mentioned first adapter 52 can switch between white light from the normal illumination light source 53 and excitation light from the fluorescence excitation laser apparatus 54. The switched white light or excitation light is introduced to the light guide 71 inserted through the endoscope 51. The position of the movable mirror 64 at the time of a supply of white light is shown as a solid line, and the position of the movable mirror 64 at the time of a supply of excitation light is shown as a dotted line in Fig. 11.

[0026]

The above mentioned light guide 71 transmits the light from the first adapter 52 to the distal tip of the endoscope 51 and irradiates forward from the tip. The reflected light of the light irradiated to the observing area is transmitted as a normal observation image and/or a fluorescence observation image to the ocular part 74 of the endoscope 51 through the image guide 73 inserted through the endoscope 51.

[0027]

The ocular part 74 is removably connected to the second adapter 55. The second adapter 55 operates the movable mirror 76 by the driver 75 and switches between a normal observation image and a fluorescence observation image. The position of the movable mirror at the time of the normal imaging is shown as a solid line, and the position of the movable mirror 76 at the time of the fluorescence imaging is shown as a dotted line in Fig. 11. A normal observation image is guided to the normal TV camera 56 and a fluorescence observation image is guided to the fluorescence image recording camera 57 in accordance with this switching operation.

[0028]

The normal TV camera 56 records the normal observation image by the built-in CCD 77 and transmits the normal observation image signal to CCU 58. On the other hand, after the fluorescence image recording camera 57 performs optical amplification of the fluorescence observation image by the image intensifier 82 via the rotating filter, the image is recorded by CCD 83, and then the fluorescence image signal is transmitted to the fluorescence image processor 59.

[0029]

The laser treatment apparatus 66 is provided with a treatment light source 67 and a guiding light source 68 and switches the light guided to the laser probe 72 by the movable mirror 69. The wavelength of the aforementioned guiding light source 68 is almost identical or shorter than the wavelength of the excitation light supplied from the fluorescence excitation laser apparatus 54. By setting the wavelength of guiding light described as above, it can prevent the phenomenon of the fluorescence observation with the excitation light to be disturbed by the guiding light.

[0030]

The fluorescence observation endoscope apparatus of the second embodiment described above can have the following effects: A red light is used generally as a guiding light for performing the conventional laser treatment. However, the fluorescence light for performing the fluorescence observation also contains a red light. Therefore, there is a problem that the reflected light of the guiding light is mixed with the red component of fluorescence light and prevents from performing the accurate fluorescence observation.

According to the fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment, by using the wavelength of a guiding light which is almost identical or shorter than the wavelength of the excitation light, disturbing the excitation observation by a guiding light can be prevented. When the guiding light having almost the same wavelength as the excitation light is used, fluorescence

observation performance can be improved since the guiding light further assists fluorescence excitation.

[0031]

In addition, as an example of the modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of the above-mentioned embodiment, a switching system can be employed in which a guiding light is switched between a normal red light and a light having a similar wavelength or a shorter wavelength to excitation light. In this case, the guiding light with the wavelength, which does not disturb observation, is used when the fluorescence observation is performed, and a red guiding light, which is excellent for visibility, is used when the treatment is performed. As the result, the reliable and smooth observation and treatment can be performed.

[0032]

Next, a fluorescence observation laser apparatus of the third embodiment regarding this invention will be explained.

A fluorescence observation laser apparatus of this embodiment shown as the block diagram of Fig. 12 has:

- a semiconductor laser apparatus 91 for generating mainly laser lights;
- a first beam splitting means 92 which diverges the laser light from the conductor laser apparatus 91 into a first light ray and a second light ray;
- a wavelength conversion means [Translator's note: frequency doubler] 93;
- a wave combining means 94 for combining the second light ray with the first light ray output from the frequency doubler 93;
- an optical fiber amplifier 95 for amplifying the first light ray using the second light ray as an excitation light;
- a second beam splitting means 96 which diverges the first light ray and the second light ray;
- an optical absorption plate 97 for absorbing the diverged second light ray; and
- a probe 98 which supplies the first light ray into an organism.

Moreover, mirrors 99 and 100 are respectively placed between the first beam splitting means 92 and the frequency doubler 93 and between the frequency doubler 93 and the wave combining means 94.

[0033]

For the fluorescence observation laser apparatus comprised as above, a red light with the wavelength of about 800nm is used as a semiconductor laser. The light output from the above-mentioned semiconductor laser is diverged into a first light ray and a second light ray. The wavelength conversion of the diverged first light ray is performed by the frequency doubler 93. As a wavelength converter, a second harmonic component generating element is used for the above-mentioned frequency doubler 93 so that first light ray with the wavelength of 800nm is converted into the wavelength of 400nm.

[0034]

The wavelength-converted first light ray is re-combined with the second light ray by the wave combining means 94. The optical fiber amplifier 95 amplifies the wavelength-converted first light which having the second light ray as an excitation light. The optical fiber amplifier 95 contains optical amplifying materials for the second light ray. Then, the light passed through the optical fiber amplifier 95 is diverged into a first light ray and a second light ray by the second beam splitting means 96. The second light ray used as excitation light is absorbed by the optical absorption plate 97. The first light ray amplified is supplied to the organism via the probe 98.

[0035]

Conventionally, for the red region of the wavelength around 800nm, there are high power output, small-size, and inexpensive semiconductor lasers. However, in a current state, there are only extremely low output and expensive ones been developed for the ultraviolet to blue semiconductor lasers of the wavelength around 400nm that commonly used for fluorescence excitation.

[0036]

In the apparatus of this embodiment, by using the second harmonic component generating element as a wavelength converter of the above-mentioned frequency doubler 93, the laser light with 400nm wavelength is acquired by the laser light with 800nm wavelength. However, conversion efficiency of the second harmonic component generating element is low; few percents so that the power of the laser light is reduced after the conversion. Therefore, the optical fiber amplifier 95 is used for amplifying the laser light in order to obtain sufficient power for fluorescence observation.

[0037]

In addition, by changing amplifying materials of the frequency doubler 93 and the optical fiber amplifier 95, it is possible to select several wavelengths of excitation light in accordance with a desired fluorescence wavelength.

[0038]

As described above, according to the fluorescence observation apparatus of the third embodiment, a small-size and low cost fluorescence observation laser apparatus can be realized by employing a small and inexpensive semiconductor laser.

[0039]

Next, a fluorescence observation laser apparatus of the fourth embodiment regarding this invention will be explained.

A fluorescence observation laser apparatus of this embodiment shown as the block diagram of Fig. 13 comprises:

- a first semiconductor laser module (first LD module) 101 which emits the laser light with a first light ray;
- a second semiconductor laser module (second LD module) 102 which emits the laser light with a second light ray;
- a frequency doubler 103 for converting the wavelength of the first light ray;

a wave combining means 104 for combining the first light ray output from the frequency doubler 103 and the second light ray output from the second semiconductor laser module 102;  
an optical fiber amplifier 105 for amplifying the first light ray using the second light ray as an excitation light;  
a beam splitting means 106 for diverging into the first light ray and second light ray;  
an optical absorption plate 107 for absorbing the second light ray diverged; and  
a probe 108 for supplying the first light ray into an organism.  
Furthermore, the output light of the frequency doubler 103 is reflected by a mirror 109 and entered into the wave combining means 104.

[0040]

The fluorescence observation laser apparatus of this embodiment comprised as above outputs a first light ray, which is a laser light having the wavelength of 880nm light from the first semiconductor laser module 101, and a second light ray, which is a laser light having the wavelength of 800nm from the second semiconductor laser module 102. The wave conversion means 103 uses the second harmonic component generating element so that the first light ray with 880nm wavelength of the above-mentioned first semiconductor laser module 101 is converted into 440nm wavelength.

[0041]

The first light ray output from the above-mentioned frequency doubler 103 and the second light ray output from the second semiconductor module 102 are combined by the wave combining means 104. The wavelength-converted first light ray using the second light ray as an excitation light is amplified by the fiber amplifier 105.

The above-mentioned first light ray and second light ray is diverged by the beam splitting means 106, and the second light ray used as an excitation light is

absorbed by the second light ray absorption plate 107. The above-mentioned first light ray is supplied to an organism via the probe 108.

[0042]

The following is the reason why a semiconductor laser having two types of wavelengths is used for this embodiment described above. That is, the first semiconductor laser module 101 output the laser light with the wavelength of 880nm and acquires the laser light with a half wavelength which is 440nm by the second harmonic component generating element. The aforementioned 440nm-wavelength laser light has the same wavelength as a helium cadmium laser which is commonly used for fluorescence excitation and this wavelength is suited for fluorescence excitation laser. On the other hand, a 800nm-wavelength semiconductor laser is used for the second semiconductor laser module 102. For semiconductor lasers, the laser light of this wavelength 800nm is the wavelength that can obtain the highest power output and is suited for an excitation light to perform amplification by optical fiber.

[0043]

In this case, the power of laser light is reduced considerably after the wavelength conversion is performed by the second harmonic component generating element which is similar to the above-mentioned third embodiment. However, the laser light is amplified by the optical fiber amplifier 105 in order to obtain the sufficient power for fluorescence observation. Furthermore, by changing amplifying materials of the semiconductor laser modules 101, 102, the frequency doubler 103, and the optical fiber amplifier 105, several wavelengths for excitation light can be selected in accordance with a desired fluorescence wavelength.

[0044]

As described above, according to the fluorescence observation laser apparatus of the fourth embodiment, the miniaturization and cost reduction of a fluorescence observation laser apparatus can be realized by employing a small



and inexpensive semiconductor laser module. Especially in the apparatus of this embodiment, the same function as the apparatus using a He-Cd laser can be realized in a small size and at low cost since the laser light having the same wavelength with a He-Cd laser is output.

[0045]

[Additional Remarks]

According to the foregoing embodiments of this invention described above, the following constructions can be obtained.

Namely:

1. A fluorescence observation apparatus, which displays both an observation image by the normal illumination light and a fluorescence image based on the fluorescence excitation by the excitation light simultaneously or by switching time-divided manner, which is characterized by having a light-guide path formed by quartz fibers for transmitting said excitation light and multi-component type fibers for transmitting said normal illumination light.

[0046]

(The operation and effects of Additional Remark 1)

In the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 1, said excitation light is transmitted through quartz fibers, and said normal illumination light is transmitted through multi-component type fibers so that efficient transmission suitable for each wavelength can be performed. Since quartz fibers have low flexibility, when the entire guide-light path of endoscope was formed by quartz fibers as the prior art, the flexibility of was reduced and there was a serious problem concerning the insertion ability. However, for said guide light path, the minimum required numbers of said quartz fibers are used. Thus, the reduction of the flexibility of said endoscope is smaller and the insertion ability is not affected in comparison with the case where the quartz fibers used for the entire guide light path of the endoscope. According to the fluorescence observation apparatus described above, said excitation light can be transmitted with the high efficiency

while maintaining the flexibility of said endoscope, and the light output required for excitation light can be reduced. Therefore, the miniaturization and cost reduction of an excitation light source can be realized.

[0047]

2. In Additional Remark 1, the fluorescence observation apparatus which is characterized by the fact that said quartz fibers and multi-component type fibers are formed into at least one bundle at the light emission end.

[0048]

(The operation and effects of Additional Remark 2)

In the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 2, excitation light and normal light are emitted from the almost same positions by bundling said quartz fibers and multi-component type fibers. According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 2, in addition to the effects of Additional Remark 1, since excitation light and normal light are emitted from the almost same positions, the corresponding position of a fluorescence image and a normal image can easily be identified.

[0049]

3. In Additional Remark 2, the fluorescence observation apparatus which is characterized by the fact that said bundle is formed in a manner that said quartz fibers are arranged on the periphery of the bundle.

[0050]

(The operation and effects of Additional Remark 3)

In the fluorescence observation of Additional Remark 3, excitation light and normal light are emitted from the almost same positions by bundling said quartz fibers and multi-component type fibers, and excitation light is irradiated in a wide range by especially arranging the quartz fibers for irradiating excitation light on

the peripheral of the bundle. According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 3, in addition to the effects of Additional Remark 2, excitation light can be further irradiated in a wide range of an organism and effective fluorescence observation can be performed.

[0051]

4. In Additional Remark 3, the fluorescence observation apparatus which is characterized by the fact that said bundle is formed in a manner that the quartz fibers are arranged randomly in said bundle.

[0052]

(The operation and effects of Additional Remark 4)

In the fluorescence observation of Additional Remark 4, excitation light and normal light are emitted from the almost same positions by bundling said quartz fibers and multi-component type fibers, and excitation light is irradiated evenly by especially arranging the quartz fibers for irradiating excitation light randomly in the bundle. According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 4, in addition to the effects of Additional Remark 3, excitation light can be further irradiated to an organism evenly and an accurate fluorescence observation can be performed.

[0053]

5. In Additional Remark 1, the fluorescence observation apparatus which is characterized by the fact that said guide light path is the bundled fibers, which said quartz fibers and multi-component type fibers are bundled, and the fact that an optical means is provided to project excitation into said quartz fibers and normal illumination light into said multi-component type fibers at the light incident end.

[0054]

(The operation and effects of Additional Remark 5)

In the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 5, excitation light and normal light are respectively incident to the incident end of the bundle consisting of said quartz fibers and multi-component type fibers by using said optical means. Also, said quartz fibers and multi-component type fibers are bundled so that excitation light and normal light are emitted from the almost same positions. According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 5, in addition to the effects of Additional Remark 1, by irradiating excitation light and normal light from the same positions, the corresponding position of a fluorescence image and a normal light can easily be identified. Furthermore, by just modifying the light guide of a conventional endoscope, the endoscope can be used for this fluorescence observation apparatus.

[0055]

6. A fluorescence observation apparatus containing a laser treatment means which is characterized by the fact that the wavelength of guiding light is similar or shorter than the wavelength of excitation light.

[0056]

7. The fluorescence observation apparatus containing a laser treatment means which is characterized by comprising plural guiding light sources having red light or light with shorter wavelength of red.

[0057]

8. In Additional Remark 7, the fluorescence observation apparatus which is characterized by the fact that said light with shorter wavelength has a similar wavelength or shorter wavelength with the wavelength of excitation light.

[0058]

(Problem to be solved in Additional Remark 6 - 8)

The technology for supplying a treatment laser based on fluorescence emitted from an organism is described in the fluorescence observation apparatus disclosed in the international application WO 92/08515 gazette. In this apparatus, a guiding light is used for aiming a laser at the laser treatment. This guiding light usually is red; on the other hand, fluorescence based on excitation light contains red color. Thus, the red component of fluorescence may be mixed with the reflected light of the guiding light and this may interfere with performing the accurate fluorescence observation. Additional Remark 6 through 8 are constituted under consideration of solving the above described problems.

[0059]

(The operation and effects of Additional Remark 6)

According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remark 6, said guiding light promotes fluorescence excitation so that an accurate fluorescence observation can be performed without being disturbed by said guiding light during fluorescence observation.

[0060]

(The operation and effects of Additional Remarks 7 and 8)

According to the fluorescence observation apparatus of Additional Remarks 7 and 8, since the guiding light, which switches between the observation condition and treatment condition, which has a wavelength which does not disturb fluorescence observation, and which has a wavelength with excellent visibility for the treatment, is used, a suitable observation and treatment can be performed.

[0061]

A laser apparatus which comprises:

a semiconductor laser module;

a light splitting means which diverges the light output power of the semiconductor laser module into a first light ray and a second light ray;

a wavelength conversion means [frequency doubler] for converting the wavelength of said first light ray;  
an optical fiber amplifier for amplifying said first light ray wavelength converted using said second light ray as excitation light;  
and a probe for introducing said first light ray amplified into an organism.

[0062]

(The operation and effects of Additional Remark 9)

In the laser apparatus of Additional Remark 9, the light output by said semiconductor laser is diverged into said first light ray and said second light ray, and said first light ray is wavelength-converted. Said first light ray with the wavelength converted is amplified by said optical fiber amplifier using said second light ray as excitation light and supplied to an organism. According to the laser apparatus of Additional Remark 9, a small and inexpensive laser source for fluorescence excitation can be provided.

[0063]

10. In Additional Remark 9, the laser apparatus which is characterized by said semiconductor laser module having plural semiconductor laser elements and an optical combining means for combining plural light rays output from these semiconductor laser elements into one light ray.

[0064]

(The operation and effects of Additional Remark 10)

In the laser apparatus of Additional Remark 10, a high laser output can be acquired by making said semiconductor laser module to have plural semiconductor laser elements and by combines plural light rays output from these semiconductor laser elements into one light ray. According to the laser apparatus of Additional Remark 10, in addition to the effects of Additional Remark 9, the sufficient laser output for fluorescence excitation can be obtained.

[0065]

11. In Additional Remark 9, the laser apparatus which is characterized by the fact that said wavelength conversion means [frequency doubler] is a second harmonic component generating element.

[0066]

(The operation and effects of Additional Remark 11)

In the laser apparatus of Additional Remark 11, said wavelength conversion means is a second harmonic-component generating element and said first light ray with wavelength converted becomes the half wavelength from the original wavelength. According to the laser apparatus of Additional Remark 11, the laser wavelength suitable for fluorescence can be obtained.

[0067]

12. In Additional Remark 9, the laser apparatus which is characterized by the fact that said first light ray after the wavelength conversion by said wavelength conversion means is blue or ultraviolet light and said second light ray is red light.

[0068]

(The operation and effects of Additional Remark 12)

In the laser apparatus of Additional Remark 12, said second light ray after wavelength conversion has a wavelength of blue or ultraviolet light and said second light ray has a wavelength of red light. According to the laser apparatus of Additional Remark 12, in addition to the effects of Additional Remark 9, the laser wavelength suitable for the fluorescence excitation and laser radiated treatment can be obtained.

[0069]

13. A laser apparatus which comprises:  
a first semiconductor laser module which outputs a first light ray having the first wavelength;

a second semiconductor laser module which outputs a second light ray having the second wavelength;  
a wavelength conversion means [frequency doubler] which performs wavelength conversion of said first light ray,  
an optical fiber amplifier for amplifying said first light ray with the wavelength converted by using the second light ray as excitation light;  
and a probe for introducing the amplified first light ray into an organism.

[0070]

(The operation and effects of Additional Remark 13)

In the laser apparatus of Additional Remark 13, there are said two semiconductor laser modules and in which said first light ray with the first wavelength and said second light ray with the second wavelength are output. Said first light ray is wavelength-converted and then amplified by the optical fiber amplifier using the second light ray as excitation light. Said first light ray amplified is supplied to an organism. According to the laser apparatus of Additional Remark 13, a desired laser wavelength can be selected and the ability for fluorescence observation can be improved.

[0071]

14. In Additional Remark 13, the laser apparatus which is characterized by the fact that at least one of said first semiconductor laser modules or second semiconductor laser module having plural semiconductor laser elements and an optical combining means for combining plural light rays output from these semiconductor laser elements into one light ray.

[0072]

(The operation and effects of Additional Remark 14)

In the laser apparatus of Additional Remark 14, at least one of said semiconductor laser modules have said plural semiconductor laser elements. By combining plural light ray output from these semiconductor laser elements, a high



laser output can be obtained. According to the laser apparatus of Additional Remark 14, in addition to the effects of Additional Remark 13, the laser output sufficient for fluorescence excitation can be obtained.

[0073]

15. In Additional Remark 13, the laser apparatus which is characterized by the fact that the above-mentioned wavelength conversion means [frequency doubler] is a second harmonic component generating element.

[0074]

(The operation and effects of Additional Remark 15)

In the laser apparatus of Additional Remark 15, said wavelength conversion means is a second harmonic component generating element, and the first light ray after the wavelength conversion becomes the half wavelength from the original wavelength. According to the laser apparatus of Additional Remark 15, in addition to the effects of Additional Remark 13, the laser wavelength which is suitable for fluorescence excitation can be acquired.

[0075]

16. In Additional Remark 13, the laser apparatus which is characterized by the fact that said first light ray with the wavelength converted by said wavelength conversion means is blue or ultraviolet light ray and said second light ray is infrared light ray.

[0076]

(The operation and effects of Additional Remark 16)

In the laser apparatus of Additional Remark 16, the wavelength of said second light ray after the wavelength conversion is the wavelength of blue or ultraviolet light and the wavelength of second light ray is the wavelength of infrared light. According to the laser apparatus of Additional remark 16, in addition to the

effects of Additional Remark 13, the laser wavelength which is appropriate to perform fluorescence excitation and laser radiated treatment can be acquired.

[0077]

[Effects of the Invention]

According to the fluorescence observation apparatus of this invention described above, the guide light path, formed by quartz fibers for transmitting fluorescence excitation light and multi-component type fibers for transmitting normal illumination light, is provided so that the excitation light can be transmitted with high efficiency while maintaining the flexibility of the endoscope. Thus, the miniaturization and cost reduction of an excitation light source can be realized.

[Brief Explanation of Drawings]

[Figure 1]

Fig. 1 is an overall structural diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus, which is a fluorescence observation apparatus, constituting the first embodiment of this invention.

[Figure 2]

Fig. 2 is a model sectional view diagram showing the constitutions of a light guide of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 1.

[Figure 3]

Fig. 3 illustrates the arrow diagrams of Fig. 2 and each diagram 3 (A), (B), and (C) represents A, B, and C arrow diagrams of Fig. 2.

[Figure 4]

Fig. 4 is a diagram showing the detail of a light guide and its light source part of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 1.

[Figure 5]

Fig. 5 illustrates a modification example of an emission-end surface configuration of the light guide of the fluorescence observation endoscope apparatus of the first embodiment.

[Figure 6]

Fig. 6 illustrates another modification example of an emission-end surface configuration of the light guide of the fluorescence observation endoscope apparatus of the first embodiment.

[Figure 7]

Fig. 7 is a diagram of a light guide and a light source part in which another modification example of the light guide of the fluorescence observation endoscope apparatus of the first embodiment is applied.

[Figure 8]

Fig. 8 is a model sectional view diagram showing the another modification example of the constitutions of a light guide for the fluorescence observation endoscope apparatus of the first embodiment.

[Figure 9]

Fig. 9 illustrates the arrow diagrams of Fig. 8 and each diagram 3 (A), (B), and (C) represents A, B, and C arrow diagrams of Fig. 8.

[Figure 10]

Fig. 10 is a model sectional view diagram showing another modification example of the constitutions of a light guide of the fluorescence observation endoscope apparatus of the first embodiment.

[Figure 11]

Fig. 11 is a block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus of the second embodiment which relates to this invention.

**[Figure 12]**

Fig. 12 is a block diagram of a fluorescence observation laser apparatus of the third embodiment which relates to this invention.

**[Figure 13]**

Fig. 13 is a block diagram of a fluorescence observation laser apparatus of the fourth embodiment which relates to this invention.

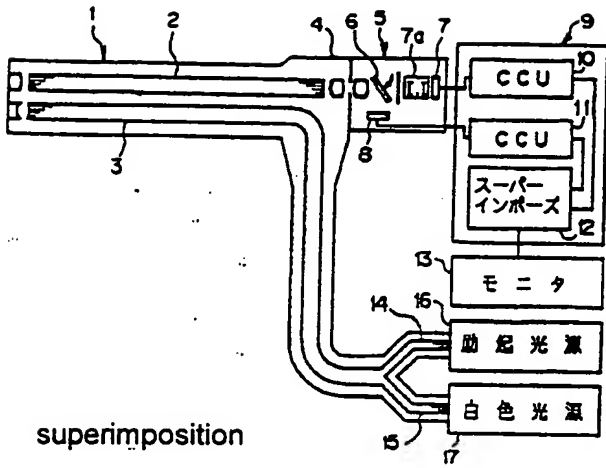
**[Explanation of Symbols]**

3, 21, 24, 27, 33, 36 ...Light guide

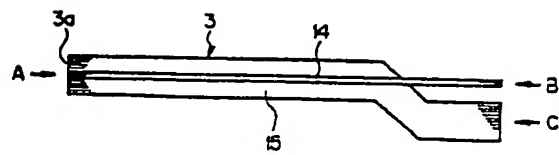
14, 22, 25, 28, 34, 37...Light guide for excitation (quartz fiber)

15, 23, 26, 29, 35, 39...Light guide for white light (quartz fiber)

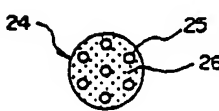
[Figure 1]



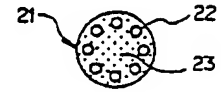
[Figure 2]



[Figure 6]

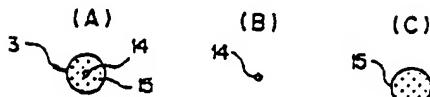


[Figure 5]

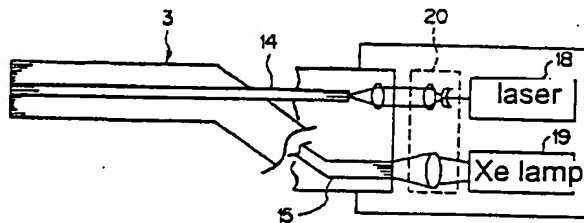


- 12 superimposition
- 13 monitor
- 16 excitation light source
- 17 white light source

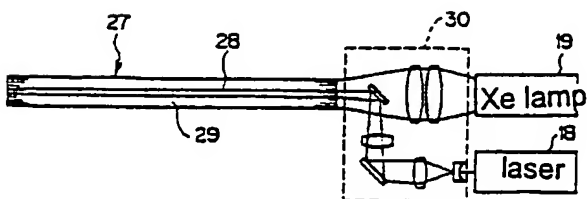
[Figure 3]



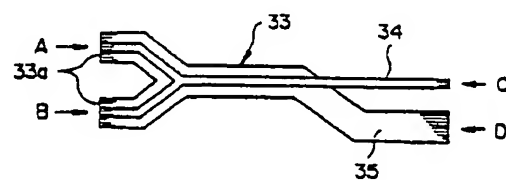
[Figure 4]



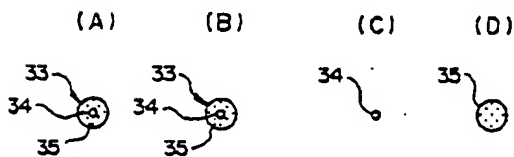
[Figure 7]



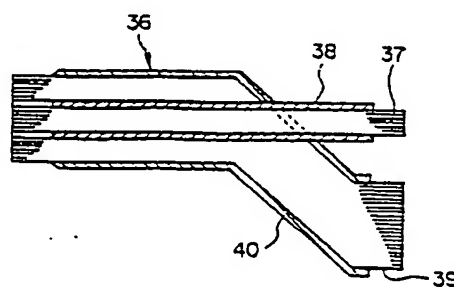
[Figure 8]



[Figure 9]

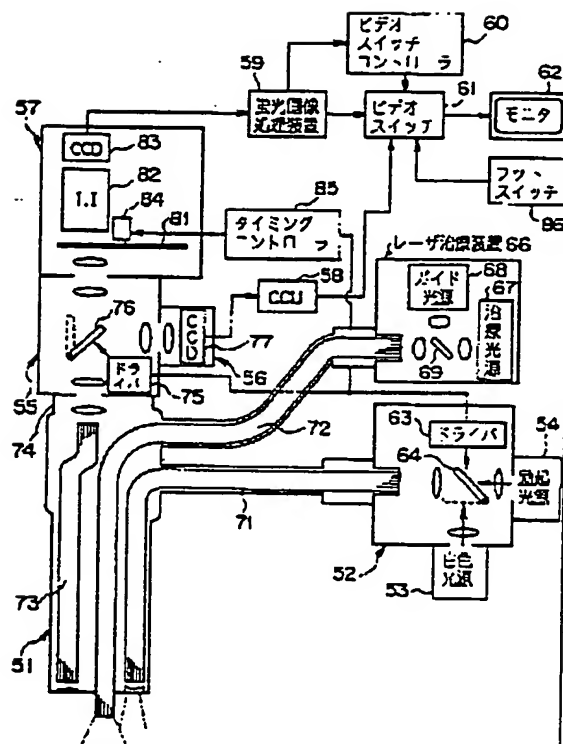


[Figure 10]



【図 11】

[FIGURE 11]

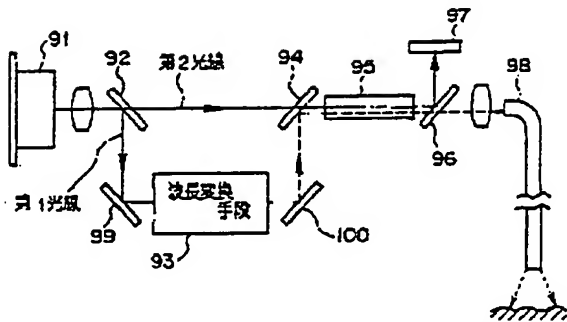


[translation of Japanese text in Figure 11]

- 53 white light source
- 54 excitation light source
- 59 fluorescent image processor
- 60 video switch controller
- 61 video switch
- 62 motor
- 63 driver
- 66 laser therapy apparatus
- 67 therapeutic light source
- 68 guide light source
- 75 driver
- 85 timing controller
- 86 foot switch

【図 12】

[FIGURE 12]



[translation of Japanese text in Figure 12]

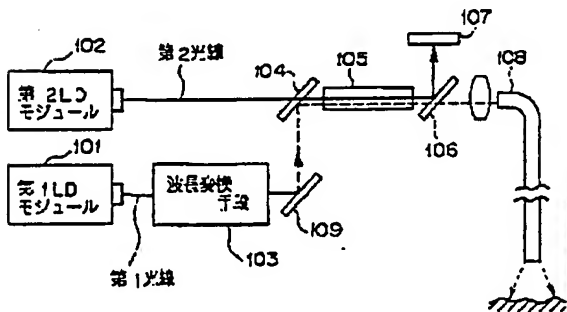
between 92 & 94      2<sup>nd</sup> light ray

between 92 & 99      first light ray

93      wavelength conversion means

【図 13】

[FIGURE 13]



[translation of Japanese text in Figure 13]

101      1<sup>st</sup> LD module

102      2<sup>nd</sup> LD module

103      wavelength conversion means

between 102 & 104      2<sup>nd</sup> light ray

**THIS PAGE BLANK ( )**



**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):****(19)【発行国】**

日本国特許庁 ( J P )

**(19)[ISSUING COUNTRY]**

Japanese Patent Office (JP)

**(12)【公報種別】**

公開特許公報 ( A )

Laid-open (kokai) patent application number (A)

**(11)【公開番号】**

特開平 1 0 - 2 4 3 9 1 5

**(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]**

Unexamined Japanese patent No. 10-243915

**(43)【公開日】**平成 1 0 年 ( 1 9 9 8 ) 9 月 1  
4 日**(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]**

September 14th, Heisei 10 (1998)

**(54)【発明の名称】**

蛍光観察装置

**(54)[TITLE]**

Fluorescent observation apparatus

**(51)【国際特許分類第 6 版】**A61B 1/00 300  
1/04 370  
G01N 21/64**(51)[IPC]**A61B 1/00 300  
1/04 370  
G01N 21/64**【 F I 】**A61B 1/00 300 D  
1/04 370  
G01N 21/64 Z**[FI]**A61B 1/00 300 D  
1/04 370  
G01N 21/64 Z**【審査請求】**

未請求

**[EXAMINATION REQUEST]**

UNREQUESTED

**【請求項の数】 1****[NUMBER OF CLAIMS] 1****【出願形態】 O L****[Application form] O L**

JP10-243915-A



【全頁数】 10

[NUMBER OF PAGES] 10

(21)【出願番号】

(21)[APPLICATION NUMBER]

特願平9-49421

Unexamined Japanese patent 9-49421

(22)【出願日】

(22)[DATE OF FILING]

平成9年(1997)3月4日

March 4th, Heisei 9 (1997)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43  
番2号

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 飯田 雅彦

Iida, Masahiko

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43  
番2号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

Hirao, Isami

## 【住所又は居所】

## [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno , Hitoshi

## 【住所又は居所】

## [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

## 【住所又は居所】

## [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

## 【住所又は居所】

## [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

Yoshiwara, Masaya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 岩▲崎▼ 誠二

Iwasaki, Seiji

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 横田 朗

Yokota, Akira

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 高杉 芳治

Takasugi, Yoshiharu

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3

番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 松本 伸也

Matsumoto, Shinya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 真貝 成人

Magai, Shigeto

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(74)【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

Ito, Susumu

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

内視鏡の可撓性を維持しつつ、 The fluorescent observation endoscope

励起光を高い効率で伝送することにより、励起光源の小型化、低価格化を実現する蛍光観察内視鏡装置を提供する。

apparatus which achieves size-reduction of the excitation source and lowering of cost is offered by transmitting excitation light with high efficiency, while maintaining flexibility of the endoscope.

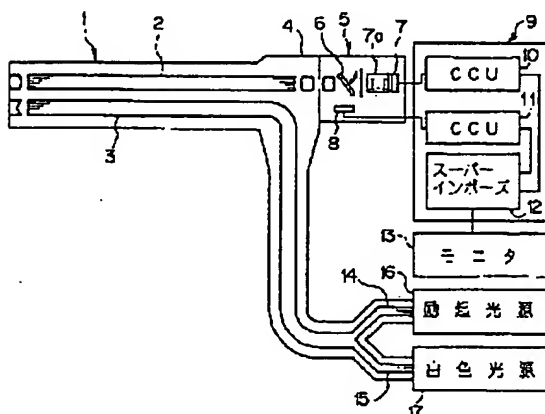
#### 【解決手段】

内視鏡 1 を介して取り込まれる通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察内視鏡装置において、内視鏡 1 には石英ファイバで形成される励起光用ライトガイド 14 と多成分系ファイバで形成される白色光用ライトガイド 15 とがバンドルされたライトガイド 3 が配設されており、上記励起光用ライトガイド 14 を介して励起光が伝送され、白色光用ライトガイド 15 を介して通常照明光が内視鏡 1 の先端部に伝送される。

#### [SOLUTION]

In the fluorescent observation endoscope apparatus which switches in time divisions or displays simultaneously the image of both the usual illumination light received via an endoscope 1, and the fluorescent image based on the fluorescent excitation by excitation light, the light guide 3 of the light guide for excitation light 14 formed on an endoscope 1 with quartz fibre, and the light guide for white light 15 formed with multi-component type fibre by which the bundle was performed is arranged. Excitation lights are transmitted via the above-mentioned light guide for excitation light 14.

A usual illumination light is transmitted to the end of an endoscope 1 via the light guide for white light 15.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]

- 12      superimpose
- 13      motor
- 16      excitation source
- 17      white source

**【特許請求の範囲】****[CLAIMS]****【請求項 1】**

通常照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置において、上記励起光を伝送する石英ファイバと、上記通常照明光を伝送する多成分系ファイバとからなる導光路を有することを特徴とする蛍光観察装置。

**[CLAIM 1]**

A fluorescent observation apparatus, in which in the fluorescent observation apparatus which switches in time divisions or displays simultaneously both the observation image by the usual illumination light, and the fluorescent image based on the fluorescent excitation by excitation light.

It has the light-guide path which consists of quartz fibre which transmits the above-mentioned excitation light, and multi-component type fibre which transmits the above-mentioned usual illumination light.

**【発明の詳細な説明】****[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】****[TECHNICAL FIELD]**

本発明は、通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置に関する。

This invention relates to the fluorescent observation apparatus which switches in time divisions or displays simultaneously both the observation image by the usual illumination light, and the fluorescent image based on the fluorescent excitation by excitation light.

【 0 0 0 2 】

[0002]

## 【従来の技術】

従来、蛍光観察装置に関して、米国特許USP 4, 8 2 1, 1 1 7 号公報に開示されたものは、白色光および励起光を内視鏡のライトガイドを通して生体へ供給し、通常観察像と蛍光像を取得し、表示する技術が示されている。

## [PRIOR ART]

Related with a conventional fluorescent observation apparatus, that which was disclosed by the U.S. patent USP gazette No. 4,821,117 passes through the light guide of an endoscope, and supplies white light and excitation light to the organism.

A usual observation image and a usual fluorescent image are acquired, and the technique to display is shown.

【 0 0 0 3 】

[0003]

## 【発明が解決しようとする課題】

ところが、上記USP 4, 8 2 1, 1 1 7 号公報においては、蛍光励起光として紫外から青色の波長の光が用いられるが、これらの光の供給源としては、He-Cdレーザーなどの気体レーザーや、エキシマダイレーザーなどの色素レーザーが用いられる。これらのレーザー装置は、大型、高価であるという問題があった。

## [PROBLEM ADDRESSED]

However, in the above-mentioned USP4,821,117 gazette, the light of the wavelength from ultraviolet to blue is used as fluorescent excitation light.

However, as a supply source of these lights, gas lasers, such as a He-Cd laser, and dye lasers, such as an excimer die laser, are used, and these laser apparatuses are large-sized and expensive.

【 0 0 0 4 】

[0004]

また、内視鏡のライトガイドは、多成分系ファイバからなるが、多成分系ファイバは紫外から青

Moreover, the light guide of an endoscope consists of multi-component type fibre. However, multi-component type fibre has a



色の光に対して透過率が10～20%と低い。このため、内視鏡先端からの励起光出力として蛍光励起に十分な出力を得るためには先端出力の5～10倍の出力のレーザー光源が必要となる。この結果、レーザー光源の大型化、高価格をもたらしていた。なお、励起光の伝送効率が高いファイバとして石英ファイバがあるが、石英ファイバが可撓性が低いため内視鏡のライトガイドとしては使い難い。

**【0005】**

本発明は、上述の不具合を解決するためになされたものであって、例えば、内視鏡の可撓性を維持しつつ、励起光を高い効率で伝送することにより、励起光源に要求される光出力を低減し、励起光源の小型化、低価格化を実現する蛍光観察装置を提供することを目的とする。

**【0006】****【課題を解決するための手段】**

本発明の蛍光観察装置は、通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍

transmittance as low as 10-20% to the light from ultraviolet to blue.

For this reason, in order to obtain output sufficient as an excitation-light output from an endoscope end for fluorescent excitation, the laser light source of the 5-10-increment of the end output is needed.

Consequently, enlargement of the laser light source made it expensive.

In addition, there is quartz fibre as fibre with the high transmission efficiency of excitation light. However, since quartz fibre has low flexibility, it is hard to use as a light guide of an endoscope.

**[0005]**

This invention is formed in order to solve the above-mentioned fault.

For example, the optical power required of the excitation source is reduced by transmitting excitation light with high efficiency, while maintaining flexibility of the endoscope.

It aims at offering the fluorescent observation apparatus which makes possible a size-reduction of an excitation source, and a lowering of cost.

**[0006]****[SOLUTION OF THE INVENTION]**

In the fluorescent observation apparatus which the fluorescent observation apparatus of this invention switches both the observation image by the usual illumination light, and the fluorescent image based on the fluorescent

光観察装置において、励起光を伝送する石英ファイバと、通常照明光を伝送する多成分系ファイバとからなる導光路を有する。

**【0007】**

上記蛍光観察装置においては、上記導光路により励起光は石英ファイバを、通常光は多成分系ファイバを用いて伝送され、それぞれの波長に適した効率の良い伝送が可能となる。また、石英ファイバは可撓性が低いため、例えば、内視鏡の導光路全体を石英ファイバとすると、内視鏡の可撓性が低下し挿入性に大きな問題が生じるが、上記蛍光観察装置では石英ファイバを励起光伝送に最小限必要な数だけ使用するため、内視鏡の導光路全体を石英ファイバとする場合に比べて内視鏡の可撓性低下は小さく、挿入性に影響を与えない。

**【0008】****【発明の実施の形態】**

以下、図を用いて本発明の実施の形態について説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態

excitation by excitation light displaying simultaneous or switching in time divisions, it has the light-guide path which consists of quartz fibre which transmits excitation light, and multi-component type fibre which transmits usual illumination light.

**[0007]**

In the above-mentioned fluorescence observation apparatus, excitation light use quartz fibre, and an ordinary light uses multi-component type fibre by the above-mentioned light-guide path, and it transmits.

Transmission with sufficient efficiency suitable for each wavelength is achieved.

Moreover, since quartz fibre has low flexibility, if the entire light-guide path of an endoscope is made quartz fibre, the flexibility of the endoscope will reduce and a large problem will result concerning its insertion property.

However with the above-mentioned fluorescence observation apparatus, since it used quartz fibre only the minimum needed number for excitation-light transmission, Compared with the case where the entire light-guide path of an endoscope is made quartz fibre, the flexibility reduction of the endoscope is small, and insertion property is not affected.

**[0008]****[Embodiment]**

Hereafter, the embodiment of this invention is explained using a diagram.

Fig. 1 is an entire block diagram of the

を示す蛍光観察装置である蛍光観察内視鏡装置の全体の構成図である。本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置は、主に内視鏡１と、上記内視鏡１を介して取り込まれた生体像を撮影するカメラ５と、上記カメラ５より出力される画像信号を処理する画像処理装置９と、画像を表示するモニタ１３と、内視鏡１の光源部となる励起光源１６、および、白色光源１７とで構成されている。

fluorescent observation endoscope apparatus which is fluorescent observation apparatus in which the first embodiment of this invention is shown.

The fluorescent observation endoscope apparatus of this embodiment is with the excitation source 16 which is mainly the image processor 9 which processes the image signal output, the monitor 13 which displays an image, and the light-source part of an endoscope 1 from an endoscope 1, the camera 5 which takes a photograph of the organism image received via the above-mentioned endoscope 1, and the above-mentioned camera 5, and a white light source 17.

It consists of these.

【０００９】

上記内視鏡１には、生体からの反射光をカメラ５に取り込むイメージガイド２、および、生体に向けて観測用光を照射するための導光路であるライトガイド３が配設されている。さらに、内視鏡１の接眼部４にはカメラ５が接続されている。

[0009]

The light guide 3 which is a light-guide path for irradiating the light for observations toward the image guide 2 which receives the reflected light from the organism to a camera 5, and the organism is arranged to the above-mentioned endoscope 1.

Furthermore, the camera 5 is connected to the eye-piece part 4 of an endoscope 1.

【００１０】

上記ライトガイド３は、光入射端付近にて励起光用ライトガイド１４と白色光用ライトガイド１５とに分岐する。励起光用ライトガイド１４は、励起光源１６に接続され、白色光用ライトガイド１５は、白色光源１７に接続されている。図２は、上記

[0010]

The above-mentioned light guide 3 is branched to the light guide for excitation light 14, and the light guide for white light 15 near the light-incidence end.

The light guide for excitation light 14 is connected to excitation source 16, and the light guide for white light 15 is connected to white light source 17.

ライトガイド3の構造を示す模式的断面図であって、励起光用ライトガイド14は紫外から青色の波長において透過性の高い素材のファイバ、例えば、石英ファイバなどで形成する。一方、白色用ライトガイド15は、可撓性の高い素材のファイバ、例えば、多成分系ファイバなどで形成する。励起光用ライトガイド14は、 $\phi 0.1 \sim 0.5$  mm程度、白色光用ライトガイド15は、 $\phi 1 \sim 3$  mmのサイズを有する。これらのライトガイドは光出射端3a付近、即ち、内視鏡先端付近において、少なくとも1本のバンドルにまとめられる。図3(A), (B), (C)は、図2のA矢視図、B矢視図、C矢視図であり、それぞれライトガイド3の光出射端側と入射端側を示している。

#### 【0011】

上記カメラ5は、切り換えミラー6、第1CCD（固体撮像素子）7および第2CCD（固体撮像素子）8を有しており、その出力信号は、画像処理装置9に入力される。

#### 【0012】

上記画像処理装置9は、第1CCU（カメラコントロールユニット）10、第2CCU11およびスーパーインポーズ回路1

Fig. 2 is a model sectional view showing the structure of the above-mentioned light guide 3.

The light guide for excitation light 14 is formed in the wavelength from ultraviolet to blue, permeable fibre, for example, quartz fibre etc., of a high material etc.

On the other hand, the light guide for white 15 is formed with fibre of a flexible high material, for example, multi-component type fibre etc.

The light guide for excitation light 14 is around  $(\phi)0.1 - 0.5$  mm. The light guide for white light 15 has  $(\phi)1 - 3$  mm size.

These light guides are collected into at least one bundle near the radiating optical end 3a (i.e., near the endoscope end).

Diagram 3(A), (B), (C) shows an arrow diagram, B arrow diagram and C arrow diagram of Fig. 2.

The radiating optical end of light guide 3 and incidence end sides are respectively shown.

#### 【0011】

The above-mentioned camera 5 has the switching mirror 6, 1st CCD (solid-state image-pick-up element)7, and the second CCD(solid-state image-pick-up element) 8.

That output signal is input into an image processor 9.

#### 【0012】

The above-mentioned image processor 9 has 1st CCU (camera control unit)10, the second CCU11, and the superimposition circuit 12.

The monitor 13 is connected to the image

2を有しており、画像処理装置 processor 9.  
9にはモニタ 13が接続されて  
いる。

**【0013】**

次に、以上のように構成された本蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。励起光源 16より出射した励起光は、励起光用ライトガイド 14を伝わって、内視鏡 1の先端より生体へ照射される。白色光源 17より出射した白色光は、白色光用ライトガイド 15を伝わって、内視鏡 1の先端より生体へ照射される。励起光により励起された生体からは蛍光が発せられる。この蛍光の像は、イメージガイド 2を伝わってカメラ 5へ送られる。また、白色光より照明された生体の通常観察像もイメージガイド 2を伝わってカメラ 5へ送られる。

**【0014】**

上記励起光および白色光は、順次切換えて生体へ供給されるが、この切換えのタイミングに同期してカメラ 5の中の切換ミラー 6が光路を切換えることにより、蛍光画像が第 1 CCD 7へ、通常観察像が第 2 CCD 8へ入射する。

**[0013]**

Next, an effect of this fluorescence observation endoscope apparatus comprised as mentioned above is explained.

The excitation light which radiated from the excitation source 16 is transmitted in the light guide for excitation light 14, and it is irradiated from the end of endoscope 1 to the organism.

White light which radiated from white light source 17 is transmitted in the light guide for white light 15, and it is irradiated from the end of endoscope 1 to the organism.

Fluorescence is emitted from the organism excited by excitation light, and this fluorescent image is transmitted in image guide 2, and travels to camera 5.

Moreover, the usual observation image of the organism illuminated from white light is also transmitted in the image guide 2, and travels to camera 5.

**[0014]**

The above-mentioned excitation light and white lights are sequentially switched, and are supplied to the organism.

However, when the switching mirror 6 in a camera 5 switches the optical path synchronizing with the timing of this switching, the fluorescent image incidents to 1st CCD7, and a usual observation image incidents to the 2nd CCD8.

## 【0015】

なお、蛍光像の強度は非常に弱い  
ため、CCD7へ入射する前に  
イメージインテンシファイア  
(I. I) 7aなどを用いて強  
度増幅を行うことが必要であ  
る。CCD7に入射した蛍光像  
は、画像処理装置9の第1CC  
CU10に送られ、CCD8へ  
入射した通常観察像は、第2C  
CU11に送られる。これらの  
画像はスーパーインポーズ回路  
12を介してモニタ13に表示  
される。

## 【0016】

なお、図4は、具体例として励  
起光源にレーザー光源18、白  
色光源にXeランプ19を適用  
したときの上記ライトガイド3  
とその入射端に配設される光源  
部の詳細を示す図である。それ  
ぞれの光は、集光光学系20を  
介して、励起光用ライトガイド  
14および白色光用ライトガイ  
ド15へ入射し、内視鏡1の先  
端部に導かれる。

## 【0017】

上述の蛍光観察内視鏡装置によ  
れば、ライトガイド3にて励起  
光および白色光がそれぞれの波  
長に適した2つの素材のファイ  
バで形成されるライトガイド1  
4、15を用いて別々に伝送す

## [0015]

In addition, since strength of the fluorescent  
image is very weak, it needs to use image  
intensifier (I. I) 7a etc., before performing  
incidence to CCD7, and to achieve strong  
amplification.

The CCD7 fluorescence image is sent to 1st  
CCU10 of an image processor 9, and the usual  
observation image of CCD8 is sent to the 2nd  
CCU11.

These images are displayed by the monitor  
13 via the superimposition circuit 12.

## [0016]

In addition, in diagram 4, when having applied  
the laser light source 18 to the excitation  
source, applying the Xe lamp 19 to a white light  
source as an example, it is the diagram  
showing the detail of the light-source part  
arranged on the above-mentioned light guide 3  
and on its incidence end.

Incidence of each light is performed to the light  
guide for excitation light 14, and the light guide  
for white light 15 via the condensing optical  
system 20, and it is guided to the end of  
endoscope 1.

## [0017]

According to the above-mentioned fluorescent  
observation endoscope apparatus, an efficient  
transmission is made by transmitting separately  
by the light guide 3 using the light guides 14  
and 15 on which excitation light and white lights  
are formed with fibre of the material of the two

ることにより、効率の良い伝送が可能となる。この結果、励起光源 16 に必要なパワーを低くすることができるため、励起光源 16 の小型化、低価格化が実現する。また、可撓性の低い石英ファイバが励起光伝送に最小限必要な数だけ使用することにより、内視鏡のライトガイド 3 全てを石英ファイバとする場合に比較して、内視鏡 1 の可撓性低下が抑制できる。

**【0018】**

次に、上記第 1 の実施の形態における導光路としてのライトガイドの変形例について説明する。本変形例は、ライトガイドのバンドル形成法に特徴があり、図 5 および図 6 に 2 種類のライトガイド 21, 24 の出射端面形状を示す。

**【0019】**

図 5 の例では石英ファイバ 22 がライトガイド 21 のバンドルの周辺部の白色光用ライトガイド 23 中に円周状に配置される。これにより励起光を広範囲に供給し、広範囲の蛍光画像を得ることができる。この結果、効率の良い蛍光観察が可能となる。また、図 6 の例では石英ファイバ 25 がライトガイド 24 のバンドル内の白色光用ライトガイド 26 中にランダムに配置

suitable for each wavelength.

Consequently, since the power required for an excitation source 16 can be made low, a size-reduction of an excitation source 16 and a lowering of cost are made possible.

Moreover, since the flexible low quartz fibre uses only a minimum needed number for excitation-light transmission, compared with the light guides 3 of an endoscope made completely with quartz fibre, flexibility reduction of endoscope 1 can be suppressed.

**[0018]**

Next, the modification of the light guide as a light-guide path in the first embodiment is explained.

This modification has the characteristic in the bundle formation method of the light guide.

The radiation end-face shape of two kinds of light guides 21 and 24 is shown in Figs. 5 and 6.

**[0019]**

In the example of Fig. 5, quartz fibre 22 is arranged in the shape of a periphery in the light guide for white light 23 of the peripheral part of the bundle of a light guide 21.

This supplies excitation light broadly, and a wide range fluorescent image can be obtained.

Consequently, efficient fluorescent observation can be achieved.

Moreover, in the example of Fig. 6, quartz fibre 25 is arranged at random in the light guide for white light 26 in the bundle of a light guide 24.

される。これにより生体へむらなく励起光を供給できる。この結果、正確な蛍光観察が可能となる。

**【0020】**

次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドの別の変形例について説明する。図7は本変形例のライトガイドを適用したときの光源部およびライトガイドを示す図であって、上記ライトガイド27においては、励起光用ライトガイド28と白色光用ライトガイド29が入射端から出射端まで完全にバンドル化されている。集光光学系30は、レンズ、ミラーなどを用いて構成されており、レーザー光源18からの光を励起光用ライトガイド28へ、Xeランプ19からの光を白色光用ライトガイド29へそれぞれ導くように構成されている。

**【0021】**

この変形例では、ライトガイド27の全体がバンドル化されているため、ライトガイド27を配設する内視鏡の構造が簡単になるという長所がある。したがって、従来の内視鏡に対してもライトガイドのみ変更すれば適用できる。

Thereby, excitation light can be uniformly supplied to the organism.

Consequently, an exact fluorescent observation can be achieved.

**[0020]**

Next, another modification of the light guide as a light-guide path in the first embodiment is explained.

Fig. 7 is a diagram showing the light-source part and the light guide when applying the light guide of this modification.

In the above-mentioned light guide 27, the light guide for excitation light 28 and the light guide for white light 29 are completely bundled from the incidence end to the radiation end.

The condensing optical system 30 is comprised using the lens, the mirror, etc.

It is comprised so that the light from the Xe lamp 19 may respectively be guided to the light guide for white light 29 and to the light guide for excitation light 28, it is the light from the laser light source 18.

**[0021]**

In this modification, since the entire light guide 27 is bundled, there is the feature that the structure of the endoscope which arranges light guide 27 becomes simple.

Therefore, it is applicable if only the light guide is changed also to the conventional endoscope.



## 【0022】

次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドのさらに別の変形例について説明する。図8に示すように上記変形例のライトガイド33は、励起光用ライトガイド34と白色光用ライトガイド35で構成され、ライトガイド出射端33aが2本のバンドルに分離形成されている。図9(A), (B), (C), (D)は、それぞれ、図8のA矢視図、B矢視図、C矢視図、D矢視図を示す。この変形例のライトガイド33によると、より広範囲にわたる照明が可能となり、観察効率が向上する。

## 【0023】

次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドのさらに別の変形例について説明する。図10に示すように上記変形例のライトガイド36は、励起光用ライトガイド37と白色光用ライトガイド39で構成されるが、上記励起光用ライトガイド37と白色光用ライトガイド39は、各々がチューブなどのジャケット38および40で覆われている。これにより各ライトガイド37、39からの光の漏れが抑えられ、より効率の良い光伝送が可能となる。

## [0022]

Next, still another modification of the light guide as a light-guide path in the first embodiment is explained.

As shown in Fig. 8, the light guide 33 of the above-mentioned modification consists of the light guide for excitation light 34, and the light guide for white light 35.

The isolation formation of the light-guide radiation end 33a is performed in two bundles.

Diagram 9(A), (B), (C), (D) respectively shows an arrow diagram, B arrow diagram, C arrow diagram and D arrow diagram of Fig. 8.

According to the light guide 33 of this modification, the illumination more broadly becomes possible, and the observation efficiency improves.

## [0023]

Next, still another modification of the light guide as a light-guide path in the first embodiment is explained.

As shown in Fig. 10, the light guide 36 of the above-mentioned modification consists of the light guide for excitation light 37, and the light guide for white light 39.

However, in the jackets 38 and 40, such as a tube, each is covered and is in the above-mentioned light guide for excitation light 37, and the light guide for white light 39.

Thereby, the leak of the light from each light guides 37 and 39 is suppressed, and more efficient optical transmission is made.

## 【 0 0 2 4 】

次に、本発明に関連する第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置について説明する。本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置は、図11のブロック構成図を示すように、主に体腔内に挿入し疾患部位などの観察部位の通常観察像および蛍光観察像を得る内視鏡51と、上記内視鏡51に対して第1アダプタ52により切り換えて供給される通常観察照明用の白色光源53と、同様に第1アダプタ52により切り換えられ、蛍光観察用としての紫外から青色の波長を持つ励起光源である蛍光励起用レーザー装置54と、内視鏡51に挿通されたレーザープローブ72に治療用レーザー光およびガイド光を供給するレーザー治療装置66と、通常照明光源53からの白色光により、内視鏡51で得られた通常観察像を第2アダプタ55を介して撮像する通常TVカメラ56と、蛍光励起用レーザー装置54からの励起光により内視鏡51で得られた蛍光像を第2アダプタ55を介して撮像する蛍光像撮像カメラ57と、通常TVカメラ56により撮像された通常観察撮像信号を信号処理し、通常画像を生成するCCU58と、蛍光像撮像カメラ57により撮像された蛍

## [0024]

Next, the fluorescent observation endoscope apparatus of the 2nd embodiment relevant to this invention is explained.

For the fluorescent observation endoscope apparatus of this embodiment, as The block diagram of Fig. 11 shows, the endoscope 51 which mainly inserts in an intra-corporeal and obtains the usual observation image and the fluorescent observation images of an observation part, such as an illness part The white light source 53 for usual observation illumination which switches by the 1st adapter 52 and is supplied to the above-mentioned endoscope 51, the fluorescent laser apparatus for excitation 54 which is the excitation source which is similarly switched by the 1st adapter 52 and has the wavelength of the ultraviolet from blue as a fluorescent object for observation, the laser treatment apparatus 66 which supplies the laser light for treatments, and a guide light to the laser probe 72 passed through by the endoscope 51, the usual TV camera 56 which records the usual observation image obtained by the endoscope 51 via the second adapter 55 according to white light from the usual illumination light source 53, the fluorescent image image-pick-up camera 57 which records the fluorescent image obtained by the endoscope 51 by the excitation light from the fluorescent laser apparatus for excitation 54 via the second adapter 55, CCU58 which performs the signal processing of the usual observation image-pick-up signal recorded with the usual TV camera 56, and generates a usual image,

光撮像信号を信号処理し、蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置 59 と、通常画像および蛍光画像を入力し、ビデオスイッチングコントローラ 60 からの信号により通常画像または蛍光画像を出力するビデオスイッチャ 61 と、ビデオスイッチャ 61 からの出力画像を表示するモニタ 62 とで構成される。

the fluorescent image processor 59 which performs the signal processing of the fluorescent image-pick-up signal recorded with the fluorescent image image-pick-up camera 57, and generates a fluorescent image, the video switcher 61 which inputs a usual image and a fluorescent image, and outputs a usual image or a fluorescent image with the signal from the video switching controller 60, the monitor 62 which displays the output image from the video switcher 61. It consists of these.

**【0025】**

上記第1アダプタ 52 は、ドライバ 63 で可動ミラー 64 を駆動することにより、通常照明光源 53 からの白色光と、蛍光励起用レーザー装置 54 からの励起光とが切り換えられる。その切り換えられた白色光と励起光は、内視鏡 51 を挿通するライトガイド 71 に導かれる。なお、図 11 において、白色光供給時の可動ミラー 64 の位置は実線で示し、励起光供給時の可動ミラー 64 の位置は破線で示している。

**[0025]**

The 1st above-mentioned adapter 52 is driving the movable mirror 64 by the driver 63. White light from the usual illumination light source 53 and the excitation light from the fluorescent laser apparatus for excitation 54 are switched.

Those white light and excitation light that were switched are guided to the light guide 71 which passes through an endoscope 51.

In addition, in Fig. 11, a continuous line shows the position of the movable mirror 64 at the time of white-light supply.

The broken line shows the position of the movable mirror 64 at the time of excitation-light supply.

**【0026】**

上記ライトガイド 71 は、第1アダプタ 52 からの光を内視鏡 51 の先端に伝送し、先端前方に照射する。照射された光による観察部位からの反射光は、通常観察像、あるいは、蛍光観察像として内視鏡 51 を挿通する

**[0026]**

The above-mentioned light guide 71 transmits the light from the 1st adapter 52 at the end of an endoscope 51, and it irradiates in front of the end.

Reflected light from the observation part by the irradiated light is transmitted to the eyepiece part 74 of an endoscope 51 by the image

イメージガイド 73 により内視鏡 51 の接眼部 74 に伝送される。

**【0027】**

接眼部 74 には第 2 アダプタ 55 が着脱自在に接続されており、第 2 アダプタ 55 は、ドライバ 75 により可動ミラー 76 を駆動して、通常観察像と蛍光観察像とを切り換える。図 11 では、通常撮像時の可動ミラー 76 の位置は実線で示し、蛍光撮像時の可動ミラー 76 の位置は破線で示している。この切り換え動作により、通常観察像は通常 TV カメラ 56 に、蛍光像は蛍光像撮像カメラ 57 に導かれる。

**【0028】**

通常 TV カメラ 56 は、内蔵する CCD 77 により通常観察像を撮像し、通常観察撮像信号を CCU 58 に伝送する。また、蛍光像撮像カメラ 57 は、蛍光観察像を回転フィルタ 81 を介してイメージインテンシファイア 82 で光増幅した後、CCD 83 で撮像し、蛍光撮像信号を蛍光画像処理装置 59 に伝送する。

**【0029】**

guide 73 which passes through an endoscope 51 as a usual observation image or fluorescent observation image.

**[0027]**

The second adapter 55 is detachably connected to eye-piece part 74, the second adapter 55 drives the movable mirror 76 by the driver 75, and a usual observation image and fluorescent observation image are switched.

In Fig. 11, a continuous line shows the position of the movable mirror 76 at the time of a usual image pick-up.

The broken line shows the position of the movable mirror 76 at the time of a fluorescent image pick-up.

By this switching operation, a usual observation image is guided to the usual TV camera 56, and a fluorescent image is guided to the fluorescent image pick-up camera 57.

**[0028]**

The usual TV camera 56 records a usual observation image by built-in CCD77.

A usual observation image-pick-up signal is transmitted to CCU58.

Moreover, after the fluorescent image pick-up camera 57 performs optical amplification of the fluorescent observation image by the image intensifier 82 via the rotating filter 81, it is recorded by CCD83, and a fluorescent image-pick-up signal is transmitted to fluorescent image processor 59.

**[0029]**

レーザー治療装置 66 は、治療光源 67 とガイド光源 68 を内蔵しており、可動ミラー 69 により、レーザープローブ 72 へ導く光を切換える。上記ガイド光源 68 のガイド光波長は、蛍光励起用レーザー装置 54 から供給される励起光と略同波長、または、それ以下の波長とする。このようにガイド光の波長を設定することにより、上記ガイド光が励起光による蛍光観察を妨げる現象がなくなる。

**【0030】**

以上、説明した第 2 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置によれば、次のような効果を奏することができる。すなわち、従来ではレーザー治療を行う際のガイド光として、赤色光が一般に用いられる。一方、蛍光観察を行う際の蛍光も赤色光を含む。このため、ガイド光の反射光が蛍光の赤色成分に混合し、正確な蛍光観察を妨げるという問題があった。しかし、本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置によれば、ガイド光の波長として、励起光と略同波長、または、それ以下の波長を用いることにより、ガイド光が蛍光観察を妨げないようにすることができる。また、励起光と略同波長のガイ

The laser treatment apparatus 66 contains the treatment light source 67 and the guide light source 68.

By the movable mirror 69, the light guided to the laser probe 72 is switched.

The guide optical wavelength of the above-mentioned guide light source 68 is made to be the excitation light supplied from the fluorescent laser apparatus for excitation 54, a nearly identical wavelength, or the wavelength below that.

Thus by setting up the wavelength of the guide light, the phenomenon that the above-mentioned guide light obstructs the fluorescent observation by excitation light is eliminated.

**[0030]**

As mentioned above, according to the fluorescent observation endoscope apparatus of the explained 2nd embodiment, there can be the following effects.

That is, conventionally, a red colour is generally used as a guide light at the time of performing a laser treatment.

On the other hand, the fluorescence at the time of performing fluorescent observation also includes red colour.

For this reason, reflected light of the guide light blends with the fluorescent red-colour component, and there was a problem of having obstructed the exact fluorescent observation.

However, if according to the fluorescent observation endoscope apparatus of this embodiment, the guide light can be prevented from obstructing fluorescent observation by using excitation light, of a nearly identical

ド光を用いる場合には、ガイド光が蛍光励起を助長することにより、蛍光観察能力を高めることができる。

#### 【0031】

なお、上記第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置の変形例として、ガイド光を通常の赤色光と、励起光の波長に近い光、あるいは、励起光の波長より短波長の光とに切り換えることが可能な切り換え方式にする構成も考えられる。この場合、蛍光観察時には観察を妨げない波長のガイド光を用い、治療時には視認性に優れた赤色のガイド光を用いることにより、確実、かつ、スムーズな観察および治療を行うことができる。

#### 【0032】

次に、本発明に関連する第3の実施の形態の蛍光観察レーザー装置について説明する。本実施の形態の蛍光観察レーザー装置は、図12のブロック構成図を示すように、主にレーザー光を発する半導体レーザー装置91と、半導体レーザー装置91のレーザー光を第1光線と第2光線に分岐する第1光分岐手段9

wavelength, or the wavelength below that as a wavelength of a guide light.

Moreover, in the case where guide light of a nearly identical wavelength to the excitation light is used, when the guide light encourages fluorescent excitation, the fluorescent observation capability can be enhanced.

#### [0031]

In addition, as a modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of the above-mentioned 2nd embodiment, guide light of the usual red colour near the wavelength of excitation light, or, the wavelength of excitation light of short-wave length, the component made into the switching system which can be switched to this is also considered.

In this case, at the time of fluorescent observation, reliable and smooth an observation and a treatment can be performed by using the guide light of red colour excellent in visibility using the guide light of the wavelength which does not obstruct an observation, at the time of a treatment.

#### [0032]

Next, the fluorescent observation laser apparatus of the third embodiment relevant to this invention is explained.

The fluorescent observation laser apparatus of this embodiment shows the block diagram of Fig. 12.

The semiconductor-laser apparatus 91 which mainly emits laser light, and 1st-light splitting means 92 to branch the laser light of the semiconductor-laser apparatus 91 to the 1st

2と、波長変換手段93と、第2光線と波長変換手段93から出力される第1光線を合波させる合波手段94と、第2光線を励起光として第1光線を増幅する光ファイバ増幅器95と、第1光線と第2光線を分岐する第2光分岐手段96と、分岐された第2光線を吸収する光吸収板97と、第1光線を生体へ供給するプローブ98とを有している。なお、第1光分岐手段92と波長変換手段93の間および波長変換手段93と合波手段94の間にはミラー99、および、100が配設されている。

#### 【0033】

以上のように構成された本実施の形態の蛍光観察レーザー装置においては、半導体レーザーとして波長800nm程度の赤色のものを用いる。上記半導体レーザーの光出力は、上記第1光分岐手段92により第1光線と第2光線とに分岐される。分岐された第1光線は波長変換手段93にて波長変換される。上記波長変換手段93は、波長変換素子として、第2高調波発生素子を用いており、波長800nmの第1光線を400nmの波長に変換する。

light ray and a second light ray, wavelength conversion means 93 and combining means 94 to make the second light ray and the 1st light ray output from wavelength conversion means 93 combine, the optical-fibre amplifier 95 which makes the second light ray excitation light and amplifies the 1st light ray, second light branch means 96 to branch the 1st light ray and the second light ray, and the optical absorption plate 97 which absorbs the branched second light ray, and the probe 98 which supplies the 1st light ray to the organism. It has these.

In addition, mirrors 99 and 100 are arranged between 1st-light branch means 92 and wavelength conversion means 93 and between wavelength conversion means 93 and combining means 94.

#### [0033]

In the fluorescent observation laser apparatus of this embodiment comprised as mentioned above, red colour with a wavelength of about 800 nm is used as the semiconductor laser.

The optical power of the above-mentioned semiconductor laser is branched to the 1st light ray and the second light ray by the above-mentioned 1st-light splitting means 92.

The wavelength conversion of the 1st branched light ray is performed with wavelength conversion means 93.

The second-harmonic-generation element is used for above-mentioned wavelength conversion means 93 as a wavelength converter.

The conversion of the 1st light ray with a wavelength of 800 nm is performed to

wavelength of 400 nm.

**【0034】**

波長変換された第1光線は、合波手段94にて再び第2光線と合波される。光ファイバ増幅器95にて第2光線を励起光として波長変換された第1光線を増幅する。なお、光ファイバ増幅器95には第2光線を励起光とし、第2光線を増幅するような光増幅材料が含まれている。そして、光ファイバ増幅器95を通過した光は、第2光分岐手段96にて第1光線と第2光線とを分岐する。光吸収板97にて励起光として用いられた第2光線を吸収する。増幅された第1光線はプローブ98を介して生体へ供給される。

**【0035】**

従来、波長800nm程度の赤色領域においては、高出力、且つ、小型、安価な半導体レーザーが存在しているものの、蛍光励起用としてよく用いられる波長400nm程度の紫外から青色の半導体レーザーは、極めて低出力で、高価なものしか開発されていない状態にある。

**【0036】****[0034]**

The 1st light ray by which the wavelength conversion was performed is again combined with the second light ray with combining means 94.

The 1st light ray by which the wavelength conversion was performed by making a second light ray into excitation light with the optical-fibre amplifier 95 is amplified.

In addition, make a second light ray be excitation light in optical-fibre amplifier 95.

The optical-amplification material which amplifies the second light ray is included.

And, the light which passed the optical-fibre amplifier 95 branches the 1st light ray and the second light ray with second light branch means 96.

The second light ray used as excitation light by the optical absorption plate 97 is absorbed.

The 1st amplified light ray is supplied to the organism via probe 98.

**[0035]**

Conventionally, in the red-colour area with a wavelength of about 800 nm, a semiconductor laser high output, small-sized, and inexpensive exists.

But, the semiconductor laser of the ultraviolet from blue with a wavelength of about 400 nm often used as a fluorescent object for excitation is a low output extremely, and is in the condition that only the expensive thing is developed.

**[0036]**



そこで、本実施の形態の装置においては、上記波長変換手段 93 の波長変換素子として、第 2 高調波発生素子を用いて、波長 800 nm のレーザー光から波長 400 nm のレーザー光を得ているが、第 2 高調波発生素子の変換効率は数%と低いため、変換後のレーザー光のパワーはかなり低下する。しかしながら、上述のように光ファイバ増幅器 95 を用いてレーザー光の増幅を行い、蛍光観察に十分なパワーを得るようにしている。

**【0037】**

なお、波長変換手段 93 と、光ファイバ増幅器 95 の増幅材料を変えることにより、所望の蛍光波長に合わせて様々な励起光波長を選択することは可能である。

**【0038】**

上述のように第 3 の実施の形態の蛍光観察レーザー装置によれば、小型、安価な半導体レーザーを用いて蛍光観察用レーザー装置の小型化、低価格化を実現することができる。

**【0039】**

次に、本発明に関連する第 4 の実施の形態の蛍光観察レーザー装置について説明する。本実施

Consequently, in the apparatus of this embodiment, the second-harmonic-generation element is used as a wavelength converter of above-mentioned wavelength conversion means 93, and the laser light with a wavelength of 400 nm has been obtained from the laser light with a wavelength of 800 nm.

However, since the conversion efficiency of the second-harmonic-generation element is as low as several percent, the power of the laser light after conversion reduces considerably.

However, the laser light is amplified as mentioned above using the optical-fibre amplifier 95, and it is made to obtain sufficient power for fluorescent observation.

**[0037]**

In addition, it is possible to join on a desired fluorescence wavelength and to choose various excitation-light wavelengths by changing wavelength conversion means 93 and the amplification material of the optical-fibre amplifier 95.

**[0038]**

According to the fluorescent observation laser apparatus of the third embodiment, a size-reduction of the fluorescent laser apparatus for observation and lowering of cost are realizable as mentioned above using a small-sized and inexpensive semiconductor laser.

**[0039]**

Next, the fluorescent observation laser apparatus of the 4th embodiment relevant to this invention is explained.

の形態のの蛍光観察レーザー装置は、図13のブロック構成図に示すように、第1光線のレーザー光を発する第1半導体レーザーモジュール（第1LDモジュール）101、および、第2光線のレーザー光を発する第2半導体レーザーモジュール（第2LDモジュール）102と、第1光線の波長を変換する波長変換手段103と、波長変換手段103から出力される第1光線と第2半導体レーザーモジュール102から出力される第2光線を合波させる合波手段104と、第2光線を励起光として第1光線を増幅する光ファイバ増幅器105と、第1光線と第2光線を分岐する光分岐手段106と、分岐された第2光線を吸収する光吸収板107と、第1の光線を生体へ供給するプローブ108とを有する。なお、波長変換手段103の出力光線は、ミラー109で反射され、合波手段104に入射するものとする。

#### 【0040】

上記のように構成された本実施の形態の蛍光観察用レーザー装置においては、第1半導体レーザーモジュール101から波長880nmのレーザー光である第1光線が出力され、第2半導体レーザーモジュール102か

The fluorescent observation laser apparatus of this embodiment is shown as in the block diagram of Fig. 13. The 1st semiconductor-laser module (the 1st LD module) 101 which emits the laser light of the 1st light ray, and the second semiconductor-laser module (second LD module) 102 which emits the laser light of a second light ray, wavelength conversion means 103 which performs the conversion of the wavelength of the 1st light ray, combining means 104 to make the 1st light ray output from wavelength conversion means 103, and the second light ray output from the 2nd semiconductor-laser module 102 combine, the optical-fibre amplifier 105 which makes a second light ray excitation light and amplifies the 1st light ray, optical branch means 106 to branch the 1st light ray and a second light ray, and the optical absorption plate 107 which absorbs the branched second light ray, it has the probe 108 and these which supply a first light ray to the organism.

In addition, the output light ray of wavelength conversion means 103 is reflected by the mirror 109, and incidence shall be performed to combining means 104.

#### [0040]

In the fluorescent laser apparatus for observation of this embodiment comprised as mentioned above, the 1st light ray which is a laser light with a wavelength of 880 nm is output from the 1st semiconductor-laser module 101, and the second light ray which is a laser light with a wavelength of 800 nm is output from the

ら波長 800 nm のレーザー光である第 2 光線が出力される。波長変換手段 103 は、第 2 高調波発生素子を用いており、上記第 1 半導体レーザーモジュール 101 の波長 880 nm の第 1 光線を 440 nm に変換する。

**【0041】**

上記波長変換手段 103 より出力される第 1 光線と、第 2 半導体レーザーモジュール 102 より出力される第 2 光線とが合波手段 104 にて合波される。ファイバ増幅器 105 において、第 2 光線を励起光として波長変換された第 1 光線が増幅される。光分岐手段 106 にて上記第 1 光線と第 2 光線とを分岐し、第 2 光吸収板 107 にて励起光として用いられた第 2 光線が吸収される。上記増幅された第 1 光線は、プローブ 108 を介して生体へ供給される。

**【0042】**

なお、上述のように本実施の形態において 2 種類の波長を持つ半導体レーザーを用いたのは次の理由による。すなわち、第 1 半導体レーザーモジュール 101 は波長 880 nm のレーザー光を出力し、第 2 高調波発生素子

second semiconductor-laser module 102.

The second-harmonic-generation element is used for wavelength conversion means 103.

The conversion of the 1st light ray with a wavelength of the above-mentioned 1st semiconductor-laser module 101 of 880 nm is performed to 440 nm.

**[0041]**

The 1st light ray output from above-mentioned wavelength conversion means 103 and the second light ray output from the second semiconductor-laser module 102 are combined with combining means 104.

In the fibre amplifier 105, the 1st light ray by which the wavelength conversion was performed by making a second light ray into excitation light is amplified, and the 1st above-mentioned light ray and a second light ray are branched with optical branch means 106.

The second light ray used as excitation light by the second light absorption plate 107 is absorbed.

The 1st light ray by which above-mentioned amplification was performed is supplied to the organism via probe 108.

**[0042]**

In addition, having used the semiconductor laser which has 2 kinds of wavelengths in this embodiment as mentioned above is based on the following reason.

Namely, the 1st semiconductor-laser module 101 outputs laser light with a wavelength of 880 nm, and laser light with a wavelength of 1/2, or

子を用いて1/2の波長440 nmのレーザー光を得る。そして、上記波長440 nmのレーザー光は、蛍光励起用としてよく用いられるヘリウムカドニウムレーザーと同一波長であり、蛍光励起用レーザーに適した波長である。一方、第2半導体レーザーモジュール102では波長800 nmの半導体レーザーを用いている。この波長800 nmのレーザー光は、半導体レーザーにおいて、現在、最も高出力が得られる波長であり、光ファイバにより増幅を行う際の励起光に適しているといえる。

#### 【0043】

なお、前記第3の実施の形態の場合と同様に第2高調波発生素子を用いて波長変換を行った後のレーザー光のパワーはかなり低下するが、光ファイバ増幅器105を用いてレーザー光増幅を行うことにより、蛍光観察に十分なパワーを得ることができる。また、半導体レーザーモジュール101、102、波長変換手段103や光ファイバ増幅器105の増幅材料を変えることにより、所望の蛍光波長に合わせて様々な励起光波長を選択することもできる。

440 nm, is obtained using the second-harmonic-generation element.

And, a laser light with the above-mentioned wavelength of 440 nm is the same wavelength as the helium cadmium laser often used as a fluorescent object for excitation.

It is a wavelength suitable for the fluorescent laser for excitation.

On the other hand, the semiconductor laser with a wavelength of 800 nm is used by the second semiconductor-laser module 102.

A laser light with a wavelength of 800 nm is a wavelength from which the highest output is obtained currently among semiconductor lasers, and it can be said that it is suitable for the excitation light at the time of amplifying by optical fibre.

#### [0043]

In addition, the power of the laser light after performing a wavelength conversion as the case of the third embodiment using a second-harmonic-generation element reduces considerably.

However, sufficient power for fluorescent observation can be obtained by performing laser optical amplification using the optical-fibre amplifier 105.

Moreover, by changing the amplification material of the semiconductor-laser modules 101 and 102, wavelength conversion means 103, or the optical-fibre amplifier 105, it can join with the desired fluorescence wavelength and various excitation-light wavelengths can also be chosen.

## 【0044】

以上、説明したように第4の実施の形態の蛍光観察レーザー装置によれば、小型、安価な半導体レーザーモジュールを用いることにより、蛍光観察用レーザー装置の小型化、低価格化を実現できる。特に、本実施の形態の装置においては、He-Cdレーザーと同じ波長のレーザー光が出力されるので、He-Cdレーザーによる装置と同じ機能を小型、低価格にて実現することができる。

## 【0045】

## 【付記】

以上、説明した本発明の実施の形態に基づいて、次のような構成を得ることができる。すなわち、

1. 通常照明光による観察像と励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の両方を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置において、上記励起光を伝送する石英ファイバと、上記通常照明光を伝送する多成分系ファイバとからなる導光路を有することを特徴とする蛍光観察装置。

## [0044]

As mentioned above, as explained, according to the fluorescent observation laser apparatus of the 4th embodiment, a size-reduction of the fluorescent laser apparatus for observation and a lowering of cost are realizable by using a small-sized and inexpensive semiconductor-laser module.

Especially, in the apparatus of this embodiment, because the laser light of the same wavelength as a He-Cd laser is output, the same function as the apparatus using a He-Cd laser is realizable while being small and low cost.

## [0045]

## [Additional remark]

As mentioned above, the following components can be obtained based on the explained embodiment of this invention.

Namely:

1. concerning both observation image by the usual illumination light, and fluorescent image based on the fluorescent excitation by excitation light simultaneously or, the fluorescent observation apparatus switched and displayed in time divisions, it has the light-guide path which consists of quartz fibre which transmits the above-mentioned excitation light, and multi-component type fibre which transmits the above-mentioned usual illumination light.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

## 【 0 0 4 6 】

(付記 1 の作用, 効果) 付記 1 の蛍光観察装置においては、上記励起光が石英ファイバを伝送し、上記通常照明光が多成分系ファイバを伝送することにより、それぞれの波長に適した効率の良い伝送が行われる。石英ファイバは可撓性が低いため、従来のように内視鏡の導光路全体を石英ファイバとすると内視鏡の可撓性が低下し、その挿入性に大きな問題が生じていた。しかし、上記導光路では、上記石英ファイバを励起光伝送に最小限必要な数だけ使用するため、上記内視鏡の導光路全体を石英ファイバとする場合に比べて、上記内視鏡の可撓性低下は小さく挿入性に影響を与えない。上述のように上記蛍光観察装置によれば、上記内視鏡の可撓性を維持しつつ、上記励起光を高い効率で伝送することができ、励起光源に要求される光出力を低減することができる。これにより励起光源の小型化、低価格化を実現できる。

## 【 0 0 4 7 】

2. 付記 1 において、上記石英

## [0046]

( Effect of additional remark 1 )

In the fluorescent observation apparatus of additional remark 1, the above-mentioned excitation light transmits through quartz fibre.

When the above-mentioned usual illumination light transmits multi-component type fibre, the transmission with the sufficient efficiency suitable for each wavelength is performed.

Since quartz fibre has low flexibility, if the entire light-guide path of an endoscope is quartz fibre in accordance with the prior art, the flexibility of the endoscope will reduce, and a large problem occurred concerning insertion property.

However for the above-mentioned light-guide path, since the above-mentioned quartz fibre is used only the minimum needed number for excitation-light transmission, compared with the case where the above-mentioned entire light-guide path of the above-mentioned endoscope is made as quartz fibre, flexibility reduction of the above-mentioned endoscope is small, and it does not affect insertion property.

The above-mentioned excitation light can be transmitted with high efficiency, maintaining flexibility of the above-mentioned endoscope as mentioned above according to the above-mentioned fluorescence observation apparatus, and the optical power required of an excitation source can be reduced.

Thereby, a size-reduction of the excitation source and a lowering of cost are realizable.

## [0047]

2. In additional remark 1, above-mentioned

ファイバと上記多成分系ファイバは、出射端にて少なくとも1本のバンドルに形成されることを特徴とする蛍光観察装置。

quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre are formed in at least one bundle at the radiating end.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0048】**

(付記2の作用、効果) 付記2の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置から出射させる。付記2の蛍光観察装置によれば、付記1の効果に加えて、さらに、励起光と通常光を同じ位置から照射することにより、蛍光像と通常画像との対応づけが容易となる。

**[0048]**

(Effect of additional remark 2)

In the fluorescent observation apparatus of additional remark 2, above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre are bundled, and the radiation of excitation light and ordinary light is performed from the almost same position.

According to the fluorescent observation apparatus of additional remark 2, in addition to the effect of additional remark 1, the matching with a fluorescent image and a usual image becomes simple by irradiating excitation light and ordinary light from the same position further.

**【0049】**

3. 付記2において、上記バンドルは、上記石英ファイバがバンドルの周辺に配置されるよう形成されることを特徴とする蛍光観察装置。

**[0049]**

3. In Additional Remark 2, the above-mentioned bundle is formed so that the above-mentioned quartz fibre may be arranged on the periphery of the bundle.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0050】**

(付記3の作用、効果) 付記3の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置か

**[0050]**

(Effect of additional remark 3)

In the fluorescent observation apparatus of additional remark 3, above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre are bundled, and radiation is

ら出射させ、特に励起光照射用石英ファイバをバンドルの周辺に配置させ、広範囲に励起光を供給する。付記3の蛍光観察装置によれば、付記2の効果に加えて、さらに、生体の広い範囲へ励起光を照射し、高能率な蛍光観察を行うことができる。

**【0051】**

4. 付記3において、上記バンドルは、上記石英ファイバが上記バンドル内にランダムに配置されるよう形成することを特徴とする蛍光観察装置。

**【0052】**

(付記4の作用、効果) 付記4の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とほぼ同じ位置から出射させ、特に励起光照射用石英ファイバをバンドル内にランダムに配置させ、むらなく励起光を供給する。付記4の蛍光観察装置によれば、付記3の効果に加えて、さらに、生体へむらなく励起光を照射し、確実な蛍光観察を行うことができる。

performed from the almost same position for excitation light and ordinary light.

Quartz fibre for excitation-light irradiation is especially arranged on the periphery of the bundle, and the excitation light is supplied broadly.

According to the fluorescent observation apparatus of additional remark 3, in addition to the effect of additional remark 2, excitation lights are further irradiated over a wide range towards the organism, and highly efficient fluorescent observation can be performed

**[0051]**

4. In additional remark 3, form the above-mentioned bundle so that above-mentioned quartz fibre may be arranged at random in the above-mentioned bundle.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**[0052]**

(Effect of additional remark 4)

In the fluorescent observation apparatus of additional remark 4, above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre are bundled, and radiation is performed from the almost same position for excitation light and ordinary light.

Quartz fibre for excitation-light irradiation is especially arranged at random in the bundle, and excitation light is supplied uniformly.

According to the fluorescent observation apparatus of additional remark 4, in addition to the effect of additional remark 3, excitation light is further irradiated uniformly towards the



organism, and reliable fluorescent observation can be performed.

**【 0 0 5 3 】**

5. 付記1において、上記導光路は上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化したバンドルファイバであり、バンドル入射端に、励起光を上記石英ファイバへ、通常照明光を上記多成分系ファイバへ入射するための光学手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

**[0053]**

5. In additional remark 1, it is the bundle fibre in which the above-mentioned light-guide path bundled above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre.

Optical means for performing incidence of the usual illumination light to a bundle incidence end to above-mentioned multi-component type fibre which performs excitation light to above-mentioned quartz fibre was provided.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【 0 0 5 4 】**

(付記5の作用、効果) 付記5の蛍光観察装置においては、上記光学手段を用いて上記石英ファイバおよび上記多成分系ファイバを含むバンドル入射端にそれぞれ励起光および通常光を入射させる。また、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とほぼ同じ位置から出射させる。付記5の蛍光観察装置によれば、付記1の効果に加えて、励起光と通常光を同じ位置から照射することにより、蛍光像と通常画像との対応づけを容易にすることができる。また、従来の内視鏡をライトガイドの変更のみで本蛍光観察装置として使用することができる。

**[0054]**

(Effect of additional remark 5)

In the fluorescent observation apparatus of additional remark 5, the bundle incidence end which includes above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre using above-mentioned optical means respectively performs incidence of excitation light and the ordinary light.

Moreover, above-mentioned quartz fibre and above-mentioned multi-component type fibre are bundled, and radiation is performed from the almost same position for excitation light and an ordinary light.

According to the fluorescent observation apparatus of additional remark 5, in addition to the effect of additional remark 1, matching with a fluorescent image and a fluorescent usual image can be made simple by irradiating excitation light and ordinary light from the same

position.

Moreover, a conventional endoscope can be used as this fluorescence observation apparatus only by modification of the light guide.

**【0055】**

6. レーザー治療手段を含む蛍光観察装置において、ガイド光の波長を励起光と略同波長、あるいは、それ以下の波長とすることを特徴とする蛍光観察装置。

**[0055]**

6. Make the wavelength of a guide light be nearly the same as or below the excitation light in the fluorescent observation apparatus containing laser treatment means.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0056】**

7. レーザー治療手段を含む蛍光観察装置において、赤色光とそれよりも短波長の光を含む複数のガイド光源を設けることを特徴とする蛍光観察装置。

**[0056]**

7. In Fluorescent Observation Apparatus Containing Laser Treatment Means, several guide light sources which include the light of red colour and of wavelength shorter than red are provided.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0057】**

8. 付記7において、上記短波長の光は、励起光と略同波長、あるいは、それ以下の波長の光とすることを特徴とする蛍光観察装置。

**[0057]**

8. In additional remark 7, the light of the above-mentioned short-wave length is taken as the light of nearly identical wavelength, or the wavelength below that excitation light.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0058】**

(付記6～8の課題) 従来、国際出願WO92/08515号公報に開示された蛍光観察装置には、生体より発する蛍光に基

**[0058]**

( Issues of additional remarks 6-8)

Conventionally, the technique which supplies the laser for treatments based on the fluorescence emitted from the organism is

づいて治療用レーザーを供給する技術が示されている。この装置においては、レーザー治療にてレーザーの照準を合わせるためのガイド光を用いる。このガイド光は通常、赤色であり、一方、励起光に基づく蛍光は赤色光を含むものであった。このため、ガイド光の反射光が蛍光の赤色成分に混合し、正確な蛍光観察を妨げるという問題があった。付記6～8は、上述の不具合を解決するためのものである。

**【0059】**

(付記6の作用、効果) 付記6の蛍光観察装置によれば、上記ガイド光が蛍光励起を助長し、上記ガイド光が蛍光観察を妨げることがなく、正確な蛍光観察を行うことができる。

**【0060】**

(付記7、8の作用、効果) 付記7、8の蛍光観察装置によれば、観察時と治療時とで上記ガイド光を切り換え、蛍光観察時は観察を妨げない波長の上記ガイド光を、治療時には視認性に優れた波長の上記ガイド光を用いることにより、適切な観察お

shown in the fluorescent observation apparatus disclosed by the international application WO92/08515 No. gazette.

In this apparatus, the guide light for joining the aiming of a laser by the laser treatment is used.

This guide light is red colour usually.

On the other hand, the fluorescence based on excitation light was the thing containing a red colour.

For this reason, reflected light of the guide light blends with the fluorescent red-colour component, and there was a problem of having obstructed the exact fluorescent observation.

Additional remarks 6-8 are for solving the above-mentioned problem.

**[0059]**

(Effect of additional remark 6)

According to the fluorescent observation apparatus of additional remark 6, the above-mentioned guide light encourages fluorescent excitation.

The above-mentioned guide light cannot obstruct fluorescent observation, and the exact fluorescent observation can be performed.

**[0060]**

(Effect of additional remarks 7 and 8)

According to the fluorescent observation apparatus of additional remarks 7 and 8, the above-mentioned guide light is switched at the time of observation and treatment.

A suitable observation and a suitable treatment can be performed by using the above-mentioned guide light of a wavelength

よび治療を行うことができる。

which was excellent in visibility in the above-mentioned guide light of the wavelength which does not obstruct the observation, at the time of treatment and at the time of fluorescent observation.

【0061】

9. 半導体レーザーモジュールと、前記半導体レーザーモジュールの光出力を第1の光線と第2の光線とに分岐する光分岐手段と、上記第1の光線を波長変換する波長変換手段と、波長変換された上記第1の光線を上記第2の光線を励起光として増幅する光ファイバ増幅器と、増幅された上記第1の光線を生体へ導くプローブと、を有するレーザー装置。

[0061]

9. Semiconductor-Laser Module, optical branch means to branch the optical power of the above-mentioned semiconductor-laser module to the first light ray the 2nd light ray, wavelength conversion means which performs the wavelength conversion of the first light ray, the optical-fibre amplifier which amplifies the above-mentioned 2nd light ray, the first light ray by which the wavelength conversion was performed, as excitation light, and the probe which guides the amplified first light ray to the organism.

The laser apparatus which has these.

【0062】

(付記9の作用、効果) 付記9のレーザー装置においては、上記半導体レーザーより出力された光を上記第1の光線と上記第2の光線に分岐し、上記第1の光線を波長変換する。波長変換された上記第1の光線は、上記第2の光線を励起光として上記光ファイバ増幅器にて増幅され、生体へ供給される。付記9のレーザー装置によると、小型、安価な蛍光励起用レーザー源を提供することができる。

[0062]

(Effect of additional remark 9)

In the laser apparatus of additional remark 9, the light output from the above-mentioned semiconductor laser is branched to the first light ray and the above-mentioned 2nd light ray, and the wavelength conversion of the first light ray is performed.

The first light ray by which the wavelength conversion was performed makes the above-mentioned 2nd light ray excitation light, and is amplified with the above-mentioned optical-fibre amplifier, and it is supplied to the organism.

According to the laser apparatus of additional remark 9, the small-sized and inexpensive

fluorescent source for excitation by laser can be offered.

**【0063】**

10. 付記9において、上記半導体レーザーモジュールは、複数の半導体レーザー素子と、これら半導体レーザー素子より出力された複数の光線を1本の光線に結合する光結合手段とを有することを特徴とするレーザー装置。

**[0063]**

10. In additional remark 9, the above-mentioned semiconductor-laser module has optical-coupling means to combine several light rays output from several semiconductor-laser elements and these semiconductor-laser elements with 1 light ray.

The laser apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0064】**

(付記10の作用、効果) 付記10のレーザー装置においては、上記半導体レーザーモジュールは、複数の半導体レーザー素子を有し、これら複数の半導体レーザー素子より出力された複数の光線を一本の光線に結合することにより、高いレーザー出力を獲得する。付記10のレーザー装置によれば、付記9の効果に加えて、蛍光励起に十分なレーザー出力を得ることができる。

**[0064]**

(Effect of additional remark 10)

In the laser apparatus of additional remark 10, the above-mentioned semiconductor-laser module has several semiconductor-laser elements.

A high laser output is obtained by combining several light rays output from some of these semiconductor-laser elements into one light ray.

According to the laser apparatus of additional remark 10, in addition to the effect of additional remark 9, sufficient laser output for fluorescent excitation can be obtained.

**【0065】**

11. 付記9において、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であることを特徴とするレーザー装置。

**[0065]**

11. In additional remark 9, above-mentioned wavelength conversion means is a second-harmonic-generation element.

The laser apparatus characterized by the above-mentioned.

**【0066】****[0066]**

(付記 11 の作用、効果) 付記

11 のレーザー装置においては、上記波長変換手段は、第 2 高調波発生素子であり、波長変換された上記第 1 の光線は元の波長の半分の波長となる。付記 11 のレーザー装置によると、蛍光励起に適したレーザー波長を得ることができる。

( Effect of additional remark 11 )

In the laser apparatus of additional remark 11, above-mentioned wavelength conversion means is a second-harmonic-generation element.

The first light ray by which the wavelength conversion was performed is the wavelength of the half of the original wavelength.

According to the laser apparatus of additional remark 11, the laser wavelength suitable for fluorescent excitation can be obtained.

【 0 0 6 7 】

12. 付記 9 において、上記波長変換手段による波長変換後の上記第 1 の光線は青色または紫外光であり、上記第 2 の光線は赤色光であることを特徴とするレーザー装置。

[0067]

12. In additional remark 9, the first light ray after the wavelength conversion by the above-mentioned wavelength conversion means is a blue or ultra-violet ray.

The above-mentioned 2nd light ray is a red colour.

The laser apparatus characterized by the above-mentioned.

【 0 0 6 8 】

(付記 12 の作用、効果) 付記 12 のレーザー装置においては、波長変換後の上記第 2 光線の波長は、青色または紫外光であり、上記第 2 の光線の波長は、赤外光である。付記 12 のレーザー装置によると、付記 9 の効果に加えて、蛍光励起およびレーザー照射治療に適したレーザー波長を得ることができる。

[0068]

( Effect of additional remark 12 )

In the laser apparatus of additional remark 12, the wavelength of the above-mentioned second light ray after a wavelength conversion is a blue or ultra-violet ray.

The wavelength of the above-mentioned 2nd light ray is infrared light.

According to the laser apparatus of additional remark 12, in addition to the effect of additional remark 9, the laser wavelength suitable for fluorescent excitation and laser irradiation treatment can be obtained.

## 【0069】

13. 第1の波長の第1の光線を出力する第1の半導体レーザーモジュールと、第2の波長の第2の光線を出力する第2の半導体レーザーモジュールと、上記第1の光線を波長変換する波長変換手段と、上記波長変換された上記第1の光線を上記第2の光線を励起光として増幅する光ファイバ増幅器と、上記増幅された上記第1の光線を生体へ導くプローブと、を有することを特徴とするレーザー装置。

## [0069]

13. First Semiconductor-Laser Module Which Outputs First Light Ray of First Wavelength, the 2nd semiconductor-laser module which outputs the 2nd light ray of a 2nd wavelength, wavelength conversion means which performs the wavelength conversion of the first light ray, the optical-fibre amplifier which amplifies the above-mentioned 2nd light ray, the first light ray by which the wavelength conversion was performed, as excitation light, and the probe which guides the first light ray by which the above-mentioned amplification was performed to the organism.

The laser apparatus equipped with these.

## 【0070】

(付記13の作用、効果) 付記13のレーザー装置においては、上記2つの半導体レーザーモジュールがあり、上記第1の波長の第1の光線および上記第2の波長の第2の光線を出力する。上記第1の光線を波長変換し、波長変換された上記第1の光線は、上記第2の光線を励起光として光ファイバ増幅器により増幅する。増幅された上記第1の光線は、生体へ供給される。付記13のレーザー装置によると、所望のレーザー波長を選択し、蛍光観察能力を高めることができる。

## [0070]

(Effect of additional remark 13)

In the laser apparatus of additional remark 13, there are the above two semiconductor-laser modules.

The first light ray of a first wavelength and the 2nd light ray of the above-mentioned 2nd wavelength are output, and the wavelength conversion of the first light ray is performed.

The first light ray by which the wavelength conversion was performed makes the above-mentioned 2nd light ray excitation light, and amplifies it with an optical-fibre amplifier, and the amplified first light ray is supplied to the organism.

According to the laser apparatus of additional remark 13, a desired laser wavelength is chosen, an enhancing fluorescent observation capability is achieved.

## 【0071】

14. 付記13において、上記第1の半導体レーザーモジュールと上記第2の半導体レーザーモジュールの少なくとも一方は、複数の半導体レーザー素子と、これら半導体レーザー素子より出力された複数の光線を一本の光線に結合する光結合手段とを有することを特徴とするレーザー装置。

## 【0072】

(付記14の作用、効果) 付記14のレーザー装置においては、上記半導体レーザーモジュールの少なくとも一方は、上記複数の半導体レーザー素子を持ち、これら複数の半導体レーザー素子より出力された複数の光線を一本の光線に結合することにより、高いレーザー出力を得得している。付記14のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起に十分なレーザー出力を得ることができる。

## 【0073】

15. 付記13において、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であることを特徴とするレーザー装置。

## [0071]

14. In additional remark 13, for at least one of the first semiconductor-laser module and the above-mentioned 2nd semiconductor-laser module, it has optical-coupling means to combine several light rays output from several semiconductor-laser elements and these semiconductor-laser elements into one light ray. The laser apparatus characterized by the above-mentioned.

## [0072]

(Effect of additional remark 14)

In the laser apparatus of additional remark 14, at least one of the above-mentioned semiconductor-laser modules has several above-mentioned semiconductor-laser elements.

The high laser output is obtained by combining several light rays output from some of these semiconductor-laser elements into one light ray.

According to the laser apparatus of additional remark 14, in addition to the effect of additional remark 13, sufficient laser output for fluorescent excitation can be obtained.

## [0073]

15. In additional remark 13, above-mentioned wavelength conversion means is a second-harmonic-generation element.

The laser apparatus characterized by the above-mentioned.



## 【0074】

(付記15の作用, 効果) 付記15のレーザー装置においては、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であり、波長変換された第1の光線は元の波長の半分の波長となる。付記15のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起に適したレーザー波長を得ることができる。

## [0074]

(Effect of additional remark 15)

In the laser apparatus of additional remark 15, the above-mentioned wavelength conversion means is a second-harmonic-generation element.

The first light ray by which the wavelength conversion was performed is the wavelength half of the original wavelength.

According to the laser apparatus of additional remark 15, in addition to the effect of additional remark 13, the laser wavelength suitable for fluorescent excitation can be obtained.

## 【0075】

16. 付記13において、上記波長変換手段による波長変換後の上記第1の光線は、青色または紫外光であり、上記第2の光線は赤外光であることを特徴とするレーザー装置。

## [0075]

16. In additional remark 13, the first light ray after the wavelength conversion by the above-mentioned wavelength conversion means is a blue or ultra-violet ray, and the above-mentioned 2nd light ray is infrared light.

The laser apparatus characterized by the above-mentioned.

## 【0076】

(付記16の作用, 効果) 付記16のレーザー装置においては、波長変換後の上記第2の光線の波長は、青色または紫外光であり、第2の光線の波長は、赤外光である。付記16のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起およびレーザー照射治療に適したレーザー波長を得ることができる。

## [0076]

(Effect of additional remark 16)

In the laser apparatus of additional remark 16, the wavelength of the above-mentioned 2nd light ray after wavelength conversion is a blue or ultra-violet ray, and the wavelength of the 2nd light ray is infrared light.

According to the laser apparatus of additional remark 16, in addition to the effect of additional remark 13, the laser wavelength suitable for fluorescent excitation and a laser irradiation treatment can be obtained.

【 0 0 7 7 】

[0077]

## 【発明の効果】

以上、説明したように本発明の蛍光観察装置においては、蛍光励起光を伝送する石英ファイバと、通常照明光を伝送する多成分系ファイバによりなる導光路を有することから、内視鏡の可撓性を維持しつつ、励起光を高い効率で伝送することが可能となり、励起光源の小型化、低価格化が実現できる。

## [EFFECT OF THE INVENTION]

As mentioned above, for the fluorescent observation apparatus of this invention, it is enabled to transmit excitation light with high efficiency, maintaining flexibility of an endoscope, since it has the light-guide path made of quartz fibre which transmits fluorescent excitation light, and multi-component type fibre which transmits the usual illumination light.

Size-reduction of the excitation source and lowering of cost are made possible.

## 【図面の簡単な説明】

## [BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

## 【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態を示す蛍光観察装置である蛍光観察内視鏡装置の全体の構成図。

## [FIGURE 1]

The entire block diagram of the fluorescent observation endoscope apparatus which is fluorescent observation apparatus in which the first embodiment of this invention is shown.

## 【図 2】

図 1 の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの構造を示す模式的断面図。

## [FIGURE 2]

The model sectional view showing the structure of the light guide in the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 1.

## 【図 3】

図 2 の矢視図であって、図 3 (A) , (B) , (C) は、それぞれ図 2 の A 矢視図, B 矢視図, C 矢視図である。

## [FIGURE 3]

The arrow diagram of Fig. 2.

Diagram 3(A), (B), (C) are respectively an arrow diagram, B arrow diagram and C arrow diagram of Fig. 2.

## 【図 4】

## [FIGURE 4]

図 1 の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドとその光源部の詳細を示す図。

The diagram showing the detail of the light guide in the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 1, and its light-source part.

【図 5】

第 1 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの変形例の出射端面形状を示す図。

[FIGURE 5]

The diagram showing the radiation end-face shape of the modification of the light guide in the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment.

【図 6】

第 1 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの別の変形例の出射端面形状を示す図。

[FIGURE 6]

The diagram showing the radiation end-face shape of another modification of the light guide in the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment.

【図 7】

第 1 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドを適用したときのライトガイドと光源部を示す図。

[FIGURE 7]

The diagram showing the light guide and the light-source part when applying the light guide of another modification also in the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment.

【図 8】

第 1 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドの構造を示す模式的断面図。

[FIGURE 8]

The model sectional view showing the structure of the light guide of another modification also in the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment.

【図 9】

図 8 の矢視図であって、図 9 (A), (B), (C), (D) は、それぞれ図 8 の A 矢視図, B 矢視図, C 矢視図, D 矢視図を示す。

[FIGURE 9]

The arrow diagram of Fig. 8.

Diagram 9(A), (B), (C), (D) respectively show an arrow diagram, B arrow diagram, C arrow diagram and D arrow diagram of Fig. 8.

**【図 10】**

第 1 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドの構造を示す模式的断面図。

**[FIGURE 10]**

The model sectional view showing the structure of the light guide of another modification also in the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment.

**【図 11】**

本発明に関連する第 2 の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置のブロック構成図。

**[FIGURE 11]**

The block diagram of the fluorescent observation endoscope apparatus of the 2nd embodiment relevant to this invention.

**【図 12】**

本発明に関連する第 3 の実施の形態の蛍光観察レーザー装置のブロック構成図。

**[FIGURE 12]**

The block diagram of the fluorescent observation laser apparatus of the third embodiment relevant to this invention.

**【図 13】**

本発明に関連する第 4 の実施の形態の蛍光観察レーザー装置のブロック構成図。

**[FIGURE 13]**

The block diagram of the fluorescent observation laser apparatus of the 4th embodiment relevant to this invention.

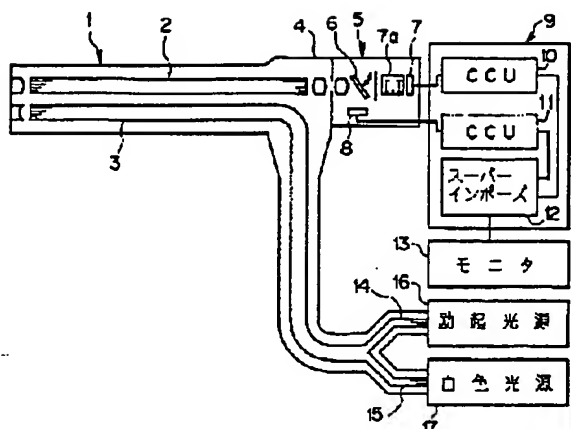
**【符号の説明】**

3, 21, 24, 27, 33, 36……ライトガイド(導光路)  
14, 22, 25, 28, 34, 37……励起用ライトガイド(石英ファイバ)  
15, 23, 26, 29, 35, 39……白色光用ライトガイド(多成分系ファイバ)

**[EXPLANATION OF DRAWINGS]**

3,21,24,27,33,36…… light guide (light-guide path)  
14, 22, 25, 28, 34, and 37…… Light guide for excitation (quartz fibre)  
15,23,26,29,35,39…… Light guide for white light (multi-component type fibre)

**【図 1】****[FIGURE 1]**

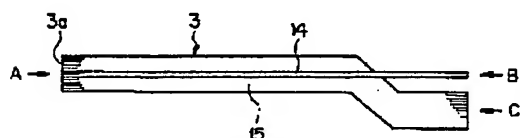


[translation of Japanese text in Figure 1]

- 12 superimpose
- 13 motor
- 16 excitation source
- 17 white source

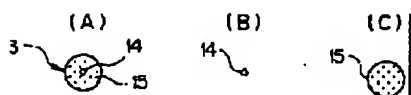
【図 2】

[FIGURE 2]



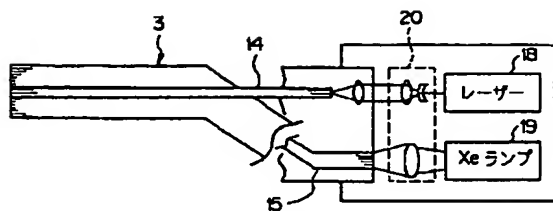
【図 3】

[FIGURE 3]



【図 4】

[FIGURE 4]



[translation of Japanese text in Figure 4]

18 laser

19 Xe lamp

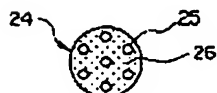
【図 5】

[FIGURE 5]



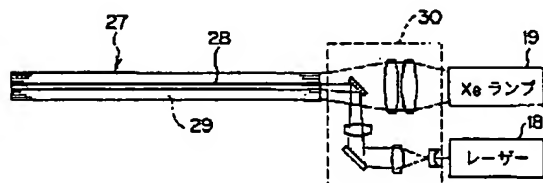
【図 6】

[FIGURE 6]



【図 7】

[FIGURE 7]



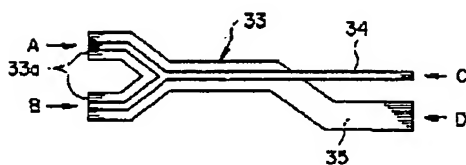
[translation of Japanese text in Figure 7]

18 laser

19 Xe lamp

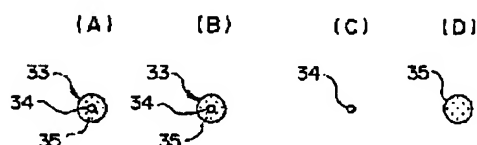
【図 8】

[FIGURE 8]



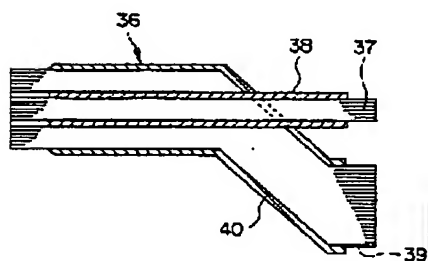
【図 9】

[FIGURE 9]



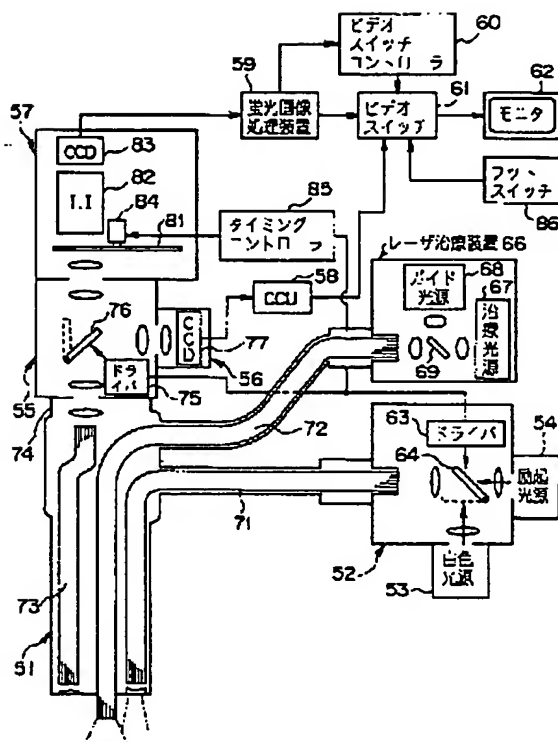
【図 10】

[FIGURE 10]



【図 11】

[FIGURE 11]

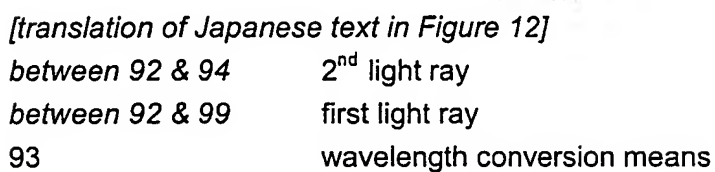


[translation of Japanese text in Figure 11]

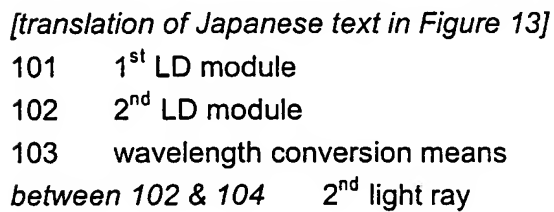
- 53 white light source
- 54 excitation light source
- 59 fluorescent image processor
- 60 video switch controller
- 61 video switch
- 62 motor
- 63 driver
- 66 laser therapy apparatus
- 67 therapeutic light source
- 68 guide light source
- 75 driver
- 85 timing controller
- 86 foot switch



**[FIGURE 12]**



**[FIGURE 13]**



JP10-243915-A



*between 101 and 103* 1<sup>st</sup> light ray

## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

[WWW.DERWENT.CO.UK](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

[WWW.DERWENT.CO.JP](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-243915

(43) 公開日 平成10年(1998) 9月14日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup> 識別記号

A 6 1 B 1/00

3 0 0

1/04

3 7 0

G 0 1 N 21/64

F I

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D

1/04

3 7 0

G 0 1 N 21/64

Z

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平9-49421

(22) 出願日 平成9年(1997) 3月4日

(71) 出願人 000000376

Olympus  
オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 飯田 雅彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

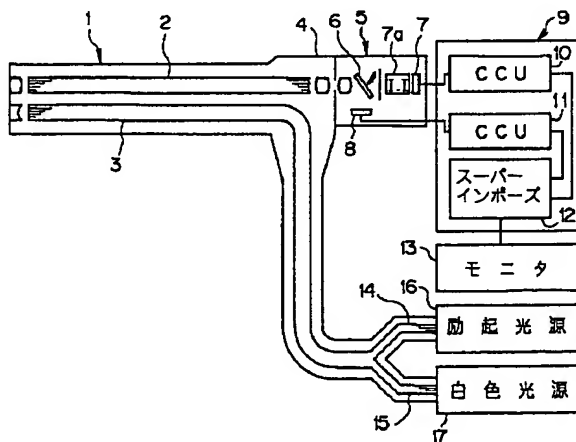
Fluorescent Observation Device

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の可撓性を維持しつつ、励起光を高い効率で伝送することにより、励起光源の小型化、低価格化を実現する蛍光観察内視鏡装置を提供する。

【解決手段】内視鏡1を介して取り込まれる通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察内視鏡装置において、内視鏡1には石英ファイバで形成される励起光用ライトガイド14と多成分系ファイバで形成される白色光用ライトガイド15とがバンドルされたライトガイド3が配設されており、上記励起光用ライトガイド14を介して励起光が伝送され、白色光用ライトガイド15介して通常照明光が内視鏡1の先端部に伝送される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 通常照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置において、

上記励起光を伝送する石英ファイバと、上記通常照明光を伝送する多成分系ファイバとからなる導光路を有することを特徴とする蛍光観察装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置に関する。

**【0002】**

【従来の技術】従来、蛍光観察装置に関して、米国特許USP4, 821, 117号公報に開示されたものは、白色光および励起光を内視鏡のライトガイドを通して生体へ供給し、通常観察像と蛍光像を取得し、表示する技術が示されている。

**【0003】**

【発明が解決しようとする課題】ところが、上記USP4, 821, 117号公報においては、蛍光励起光として紫外から青色の波長の光が用いられるが、これらの光の供給源としては、He-Cdレーザーなどの気体レーザーや、エキシマダイレーザーなどの色素レーザーが用いられる。これらのレーザー装置は、大型、高価であるという問題があった。

【0004】また、内視鏡のライトガイドは、多成分系ファイバからなるが、多成分系ファイバは紫外から青色の光に対して透過率が10～20%と低い。このため、内視鏡先端からの励起光出力として蛍光励起に十分な出力を得るためには先端出力の5～10倍の出力のレーザー光源が必要となる。この結果、レーザー光源の大型化、高価格をもたらしていた。なお、励起光の伝送効率が高いファイバとして石英ファイバがあるが、石英ファイバが可撓性が低いため内視鏡のライトガイドとしては使い難い。

【0005】本発明は、上述の不具合を解決するためになされたものであって、例えば、内視鏡の可撓性を維持しつつ、励起光を高い効率で伝送することにより、励起光源に要求される光出力を低減し、励起光源の小型化、低価格化を実現する蛍光観察装置を提供することを目的とする。

**【0006】**

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光観察装置は、通常の照明光による観察像と、励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の双方の像を同時、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置において、励起光を伝送する石英ファイバと、通常照明光を伝送する多成分

系ファイバとからなる導光路を有する。

【0007】上記蛍光観察装置においては、上記導光路により励起光は石英ファイバを、通常光は多成分系ファイバを用いて伝送され、それぞれの波長に適した効率の良い伝送が可能となる。また、石英ファイバは可撓性が低いため、例えば、内視鏡の導光路全体を石英ファイバとすると、内視鏡の可撓性が低下し挿入性に大きな問題が生じるが、上記蛍光観察装置では石英ファイバを励起光伝送に最小限必要な数だけ使用するため、内視鏡の導光路全体を石英ファイバとする場合に比べて内視鏡の可撓性低下は小さく、挿入性に影響を与えない。

**【0008】**

【発明の実施の形態】以下、図を用いて本発明の実施の形態について説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態を示す蛍光観察装置である蛍光観察内視鏡装置の全体の構成図である。本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置は、主に内視鏡1と、上記内視鏡1を介して取り込まれた生体像を撮影するカメラ5と、上記カメラ5より出力される画像信号を処理する画像処理装置9と、画像を表示するモニタ13と、内視鏡1の光源部となる励起光源16、および、白色光源17とで構成されている。

【0009】上記内視鏡1には、生体からの反射光をカメラ5に取り込むイメージガイド2、および、生体に向けて観測用光を照射するための導光路であるライトガイド3が配設されている。さらに、内視鏡1の接眼部4にはカメラ5が接続されている。

【0010】上記ライトガイド3は、光入射端付近にて励起光用ライトガイド14と白色光用ライトガイド15とに分岐する。励起光用ライトガイド14は、励起光源16に接続され、白色光用ライトガイド15は、白色光源17に接続されている。図2は、上記ライトガイド3の構造を示す模式的断面図であって、励起光用ライトガイド14は紫外から青色の波長において透過性の高い素材のファイバ、例えば、石英ファイバなどで形成する。一方、白色用ライトガイド15は、可撓性の高い素材のファイバ、例えば、多成分系ファイバなどで形成する。励起光用ライトガイド14は、φ0.1～0.5mm程度、白色光用ライトガイド15は、φ1～3mmのサイズを有する。これらのライトガイドは光出射端3a付近、即ち、内視鏡先端付近において、少なくとも1本のバンドルにまとめられる。図3(A)、(B)、(C)は、図2のA矢視図、B矢視図、C矢視図であり、それぞれライトガイド3の光出射端側と入射端側を示している。

【0011】上記カメラ5は、切り換えミラー6、第1CCD(固体撮像素子)7および第2CCD(固体撮像素子)8を有しており、その出力信号は、画像処理装置9に入力される。

【0012】上記画像処理装置9は、第1CCU(カメラコントロールユニット)10、第2CCU11および

スーパーインポーズ回路12を有しており、画像処理装置9にはモニタ13が接続されている。

【0013】次に、以上のように構成された本蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。励起光源16より出射した励起光は、励起光用ライトガイド14を伝わって、内視鏡1の先端より生体へ照射される。白色光源17より出射した白色光は、白色光用ライトガイド15を伝わって、内視鏡1の先端より生体へ照射される。励起光により励起された生体からは蛍光が発せられる。この蛍光の像は、イメージガイド2を伝わってカメラ5へ送られる。また、白色光より照明された生体の通常観察像もイメージガイド2を伝わってカメラ5へ送られる。

【0014】上記励起光および白色光は、順次切換えて生体へ供給されるが、この切換えのタイミングに同期してカメラ5の中の切換ミラー6が光路を切換えることにより、蛍光画像が第1CCD7へ、通常観察像が第2CCD8へ入射する。

【0015】なお、蛍光像の強度は非常に弱いため、CCD7へ入射する前にイメージインテンシファイア(I. I)7aなどを用いて強度増幅を行うことが必要である。CCD7に入射した蛍光像は、画像処理装置9の第1CCU10に送られ、CCD8へ入射した通常観察像は、第2CCU11に送られる。これらの画像はスーパーインポーズ回路12を介してモニタ13に表示される。

【0016】なお、図4は、具体例として励起光源にレーザー光源18、白色光源にXeランプ19を適用したときの上記ライトガイド3とその入射端に配設される光源部の詳細を示す図である。それぞれの光は、集光光学系20を介して、励起光用ライトガイド14および白色光用ライトガイド15へ入射し、内視鏡1の先端部に導かれる。

【0017】上述の蛍光観察内視鏡装置によれば、ライトガイド3にて励起光および白色光がそれぞれの波長に適した2つの素材のファイバで形成されるライトガイド14、15を用いて別々に伝送することにより、効率の良い伝送が可能となる。この結果、励起光源16に必要なパワーを低くすることができるため、励起光源16の小型化、低価格化が実現する。また、可撓性の低い石英ファイバが励起光伝送に最小限必要な数だけ使用することにより、内視鏡のライトガイド3全てを石英ファイバとする場合に比較して、内視鏡1の可撓性低下が抑制できる。

【0018】次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドの変形例について説明する。本変形例は、ライトガイドのバンドル形成法に特徴があり、図5および図6に2種類のライトガイド21、24の出射端面形状を示す。

【0019】図5の例では石英ファイバ22がライトガイド21のバンドルの周辺部の白色光用ライトガイド2

3中に円周状に配置される。これにより励起光を広範囲に供給し、広範囲の蛍光画像を得ることができる。この結果、効率の良い蛍光観察が可能となる。また、図6の例では石英ファイバ25がライトガイド24のバンドル内の白色光用ライトガイド26中にランダムに配置される。これにより生体へむらなく励起光を供給できる。この結果、正確な蛍光観察が可能となる。

【0020】次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドの別の変形例について説明する。図7は本変形例のライトガイドを適用したときの光源部およびライトガイドを示す図であって、上記ライトガイド27においては、励起光用ライトガイド28と白色光用ライトガイド29が入射端から出射端まで完全にバンドル化されている。集光光学系30は、レンズ、ミラーなどを用いて構成されており、レーザー光源18からの光を励起光用ライトガイド28へ、Xeランプ19からの光を白色光用ライトガイド29へそれぞれ導くように構成されている。

【0021】この変形例では、ライトガイド27の全体がバンドル化されているため、ライトガイド27を配設する内視鏡の構造が簡単になるという長所がある。したがって、従来の内視鏡に対してもライトガイドのみ変更すれば適用できる。

【0022】次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドのさらに別の変形例について説明する。図8に示すように上記変形例のライトガイド33は、励起光用ライトガイド34と白色光用ライトガイド35で構成され、ライトガイド出射端33aが2本のバンドルに分離形成されている。図9(A)、(B)、(C)、(D)は、それぞれ、図8のA矢視図、B矢視図、C矢視図、D矢視図を示す。この変形例のライトガイド33によると、より広範囲にわたる照明が可能となり、観察効率が向上する。

【0023】次に、上記第1の実施の形態における導光路としてのライトガイドのさらに別の変形例について説明する。図10に示すように上記変形例のライトガイド36は、励起光用ライトガイド37と白色光用ライトガイド39で構成されるが、上記励起光用ライトガイド37と白色光用ライトガイド39は、各々がチューブなどのジャケット38および40で覆われている。これにより各ライトガイド37、39からの光の漏れが抑えられ、より効率の良い光伝送が可能となる。

【0024】次に、本発明に関連する第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置について説明する。本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置は、図11のブロック構成図を示すように、主に体腔内に挿入し疾患部位などの観察部位の通常観察像および蛍光観察像を得る内視鏡51と、上記内視鏡51に対して第1アダプタ52により切り換えて供給される通常観察照明用の白色光源53と、同様に第1アダプタ52により切り換えられ、蛍光観察用とし

での紫外から青色の波長を持つ励起光源である蛍光励起用レーザー装置54と、内視鏡51に挿通されたレーザープローブ72に治療用レーザー光およびガイド光を供給するレーザー治療装置66と、通常照明光源53からの白色光により、内視鏡51で得られた通常観察像を第2アダプタ55を介して撮像する通常TVカメラ56と、蛍光励起用レーザー装置54からの励起光により内視鏡51で得られた蛍光像を第2アダプタ55を介して撮像する蛍光像撮像カメラ57と、通常TVカメラ56により撮像された通常観察撮像信号を信号処理し、通常画像を生成するCCU58と、蛍光像撮像カメラ57により撮像された蛍光撮像信号を信号処理し、蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置59と、通常画像および蛍光画像を入力し、ビデオスイッチングコントローラ60からの信号により通常画像または蛍光画像を出力するビデオスイッチャ61と、ビデオスイッチャ61からの出力画像を表示するモニタ62とで構成される。

【0025】上記第1アダプタ52は、ドライバ63で可動ミラー64を駆動することにより、通常照明光源53からの白色光と、蛍光励起用レーザー装置54からの励起光とが切り換えられる。その切り換えられた白色光と励起光は、内視鏡51を挿通するライトガイド71に導かれる。なお、図11において、白色光供給時の可動ミラー64の位置は実線で示し、励起光供給時の可動ミラー64の位置は破線で示している。

【0026】上記ライトガイド71は、第1アダプタ52からの光を内視鏡51の先端に伝送し、先端前方に照射する。照射された光による観察部位からの反射光は、通常観察像、あるいは、蛍光観察像として内視鏡51を挿通するイメージガイド73により内視鏡51の接眼部74に伝送される。

【0027】接眼部74には第2アダプタ55が着脱自在に接続されており、第2アダプタ55は、ドライバ75により可動ミラー76を駆動して、通常観察像と蛍光観察像とを切り換える。図11では、通常撮像時の可動ミラー76の位置は実線で示し、蛍光撮像時の可動ミラー76の位置は破線で示している。この切り換え動作により、通常観察像は通常TVカメラ56に、蛍光像は蛍光像撮像カメラ57に導かれる。

【0028】通常TVカメラ56は、内蔵するCCD77により通常観察像を撮像し、通常観察撮像信号をCCU58に伝送する。また、蛍光像撮像カメラ57は、蛍光観察像を回転フィルタ81を介してイメージインテンシファイア82で光増幅した後、CCD83で撮像し、蛍光撮像信号を蛍光画像処理装置59に伝送する。

【0029】レーザー治療装置66は、治療光源67とガイド光源68を内蔵しており、可動ミラー69により、レーザープローブ72へ導く光を切換える。上記ガイド光源68のガイド光波長は、蛍光励起用レーザー装置54から供給される励起光と略同波長、または、それ

以下の波長とする。このようにガイド光の波長を設定することにより、上記ガイド光が励起光による蛍光観察を妨げる現象がなくなる。

【0030】以上、説明した第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置によれば、次のような効果を奏することができる。すなわち、従来ではレーザー治療を行う際のガイド光として、赤色光が一般に用いられる。一方、蛍光観察を行う際の蛍光も赤色光を含む。このため、ガイド光の反射光が蛍光の赤色成分に混合し、正確な蛍光観察を妨げるという問題があった。しかし、本実施の形態の蛍光観察内視鏡装置によれば、ガイド光の波長として、励起光と略同波長、または、それ以下の波長を用いることにより、ガイド光が蛍光観察を妨げないようにすることができる。また、励起光と略同波長のガイド光を用いる場合には、ガイド光が蛍光励起を助長することにより、蛍光観察能力を高めることができる。

【0031】なお、上記第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置の変形例として、ガイド光を通常の赤色光と、励起光の波長に近い光、あるいは、励起光の波長より短波長の光とに切り換えることが可能な切り換え方式にする構成も考えられる。この場合、蛍光観察時には観察を妨げない波長のガイド光を用い、治療時には視認性に優れた赤色のガイド光を用いることにより、確実、かつ、スムーズな観察および治療を行うことができる。

【0032】次に、本発明に関連する第3の実施の形態の蛍光観察レーザー装置について説明する。本実施の形態の蛍光観察レーザー装置は、図12のブロック構成図を示すように、主にレーザー光を発する半導体レーザー装置91と、半導体レーザー装置91のレーザー光を第1光線と第2光線に分岐する第1光分岐手段92と、波長変換手段93と、第2光線と波長変換手段93から出力される第1光線を合波させる合波手段94と、第2光線を励起光として第1光線を増幅する光ファイバ増幅器95と、第1光線と第2光線を分岐する第2光分岐手段96と、分岐された第2光線を吸収する光吸収板97と、第1光線を生体へ供給するプローブ98とを有している。なお、第1光分岐手段92と波長変換手段93の間および波長変換手段93と合波手段94の間にはミラー99、および、100が配設されている。

【0033】以上のように構成された本実施の形態の蛍光観察レーザー装置においては、半導体レーザーとして波長800nm程度の赤色のものを用いる。上記半導体レーザーの光出力は、上記第1光分岐手段92により第1光線と第2光線とに分岐される。分岐された第1光線は波長変換手段93にて波長変換される。上記波長変換手段93は、波長変換素子として、第2高調波発生素子を用いており、波長800nmの第1光線を400nmの波長に変換する。

【0034】波長変換された第1光線は、合波手段94にて再び第2光線と合波される。光ファイバ増幅器95



にて第2光線を励起光として波長変換された第1光線を増幅する。なお、光ファイバ増幅器95には第2光線を励起光とし、第2光線を増幅するような光増幅材料が含まれている。そして、光ファイバ増幅器95を通過した光は、第2光分岐手段96にて第1光線と第2光線とを分岐する。光吸収板97にて励起光として用いられた第2光線を吸収する。増幅された第1光線はプローブ98を介して生体へ供給される。

【0035】従来、波長800nm程度の赤色領域においては、高出力、且つ、小型、安価な半導体レーザーが存在しているものの、蛍光励起用としてよく用いられる波長400nm程度の紫外から青色の半導体レーザーは、極めて低出力で、高価なものしか開発されていない状態にある。

【0036】そこで、本実施の形態の装置においては、上記波長変換手段93の波長変換素子として、第2高調波発生素子を用いて、波長800nmのレーザー光から波長400nmのレーザー光を得ているが、第2高調波発生素子の変換効率は数%と低いため、変換後のレーザー光のパワーはかなり低下する。しかしながら、上述のように光ファイバ増幅器95を用いてレーザー光の増幅を行い、蛍光観察に十分なパワーを得るようにしている。

【0037】なお、波長変換手段93と、光ファイバ増幅器95の増幅材料を変えることにより、所望の蛍光波長に合わせて様々な励起光波長を選択することは可能である。

【0038】上述のように第3の実施の形態の蛍光観察レーザー装置によれば、小型、安価な半導体レーザーを用いて蛍光観察用レーザー装置の小型化、低価格化を実現することができる。

【0039】次に、本発明に関連する第4の実施の形態の蛍光観察レーザー装置について説明する。本実施の形態の蛍光観察レーザー装置は、図13のブロック構成図に示すように、第1光線のレーザー光を発する第1半導体レーザーモジュール（第1LDモジュール）101、および、第2光線のレーザー光を発する第2半導体レーザーモジュール（第2LDモジュール）102と、第1光線の波長を変換する波長変換手段103と、波長変換手段103から出力される第1光線と第半導体レーザーモジュール102から出力される第2光線を合波させる合波手段104と、第2光線を励起光として第1光線を増幅する光ファイバ増幅器105と、第1光線と第2光線を分岐する光分岐手段106と、分岐された第2光線を吸収する光吸収板107と、第1の光線を生体へ供給するプローブ108とを有する。なお、波長変換手段103の出力光線は、ミラー109で反射され、合波手段104に入射するものとする。

【0040】上記のように構成された本実施の形態の蛍光観察用レーザー装置においては、第1半導体レーザー

モジュール101から波長880nmのレーザー光である第1光線が出力され、第2半導体レーザーモジュール102から波長800nmのレーザー光である第2光線が出力される。波長変換手段103は、第2高調波発生素子を用いており、上記第1半導体レーザーモジュール101の波長880nmの第1光線を440nmに変換する。

【0041】上記波長変換手段103より出力される第1光線と、第2半導体レーザーモジュール102より出力される第2光線とが合波手段104にて合波される。ファイバ増幅器105において、第2光線を励起光として波長変換された第1光線が増幅される。光分岐手段106にて上記第1光線と第2光線とを分岐し、第2光吸収板107にて励起光として用いられた第2光線が吸収される。上記増幅された第1光線は、プローブ108を介して生体へ供給される。

【0042】なお、上述のように本実施の形態において2種類の波長を持つ半導体レーザーを用いたのは次の理由による。すなわち、第1半導体レーザーモジュール101は波長880nmのレーザー光を出力し、第2高調波発生素子を用いて1/2の波長440nmのレーザー光を得る。そして、上記波長440nmのレーザー光は、蛍光励起用としてよく用いられるヘリウムカドニウムレーザーと同一波長であり、蛍光励起用レーザーに適した波長である。一方、第2半導体レーザーモジュール102では波長800nmの半導体レーザーを用いている。この波長800nmのレーザー光は、半導体レーザーにおいて、現在、最も高出力が得られる波長であり、光ファイバにより増幅を行う際の励起光に適しているといえる。

【0043】なお、前記第3の実施の形態の場合と同様に第2高調波発生素子を用いて波長変換を行った後のレーザー光のパワーはかなり低下するが、光ファイバ増幅器105を用いてレーザー光増幅を行うことにより、蛍光観察に十分なパワーを得ることができる。また、半導体レーザーモジュール101、102、波長変換手段103や光ファイバ増幅器105の増幅材料を変えることにより、所望の蛍光波長に合わせて様々な励起光波長を選択することもできる。

【0044】以上、説明したように第4の実施の形態の蛍光観察レーザー装置によれば、小型、安価な半導体レーザーモジュールを用いることにより、蛍光観察用レーザー装置の小型化、低価格化を実現できる。特に、本実施の形態の装置においては、He-Cdレーザーと同じ波長のレーザー光が出力されるので、He-Cdレーザーによる装置と同じ機能を小型、低価格にて実現することができる。

【0045】【付記】以上、説明した本発明の実施の形態に基づいて、次のような構成を得ることができる。すなわち、

1. 通常照明光による観察像と励起光による蛍光励起に基づく蛍光像の両方を同時に、あるいは、時分割で切り換えて表示する蛍光観察装置において、上記励起光を伝送する石英ファイバと、上記通常照明光を伝送する多成分系ファイバとからなる導光路を有することを特徴とする蛍光観察装置。

【0046】(付記1の作用、効果) 付記1の蛍光観察装置においては、上記励起光が石英ファイバを伝送し、上記通常照明光が多成分系ファイバを伝送することにより、それぞれの波長に適した効率の良い伝送が行われる。石英ファイバは可撓性が低いため、従来のように内視鏡の導光路全体を石英ファイバとすると内視鏡の可撓性が低下し、その挿入性に大きな問題が生じていた。しかし、上記導光路では、上記石英ファイバを励起光伝送に最小限必要な数だけ使用するため、上記内視鏡の上記導光路全体を石英ファイバとする場合に比べて、上記内視鏡の可撓性低下は小さく挿入性に影響を与えない。上述のように上記蛍光観察装置によれば、上記内視鏡の可撓性を維持しつつ、上記励起光を高い効率で伝送することができ、励起光源に要求される光出力を低減することができる。これにより励起光源の小型化、低価格化を実現できる。

【0047】2. 付記1において、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバは、山射端にて少なくとも1本のバンドルに形成されることを特徴とする蛍光観察装置。

【0048】(付記2の作用、効果) 付記2の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置から出射させる。付記2の蛍光観察装置によれば、付記1の効果に加えて、さらに、励起光と通常光を同じ位置から照射することにより、蛍光像と通常画像との対応づけが容易となる。

【0049】3. 付記2において、上記バンドルは、上記石英ファイバがバンドルの周辺に配置されるよう形成されることを特徴とする蛍光観察装置。

【0050】(付記3の作用、効果) 付記3の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置から出射させ、特に励起光照射用石英ファイバをバンドルの周辺に配置させ、広範囲に励起光を供給する。付記3の蛍光観察装置によれば、付記2の効果に加えて、さらに、生体の広い範囲へ励起光を照射し、高効率な蛍光観察を行うことができる。

【0051】4. 付記3において、上記バンドルは、上記石英ファイバが上記バンドル内にランダムに配置されるよう形成することを特徴とする蛍光観察装置。

【0052】(付記4の作用、効果) 付記4の蛍光観察装置においては、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置から出射させ、特に励起光照射用石英ファイバをバンドル内にランダムに配置させ、むらなく励起光を供給する。

付記4の蛍光観察装置によれば、付記3の効果に加えて、さらに、生体へむらなく励起光を照射し、確実な蛍光観察を行うことができる。

【0053】5. 付記1において、上記導光路は上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化したバンドルファイバであり、バンドル入射端に、励起光を上記石英ファイバへ、通常照明光を上記多成分系ファイバへ入射するための光学手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0054】(付記5の作用、効果) 付記5の蛍光観察装置においては、上記光学手段を用いて上記石英ファイバおよび上記多成分系ファイバを含むバンドル入射端にそれぞれ励起光および通常光を入射させる。また、上記石英ファイバと上記多成分系ファイバをバンドル化して、励起光と通常光とをほぼ同じ位置から出射させる。付記5の蛍光観察装置によれば、付記1の効果に加えて、励起光と通常光を同じ位置から照射することにより、蛍光像と通常画像との対応づけを容易にすることができる。また、従来の内視鏡をライトガイドの変更のみで本蛍光観察装置として使用することができる。

【0055】6. レーザー治療手段を含む蛍光観察装置において、ガイド光の波長を励起光と略同波長、あるいは、それ以下の波長とすることを特徴とする蛍光観察装置。

【0056】7. レーザー治療手段を含む蛍光観察装置において、赤色光とそれよりも短波長の光を含む複数のガイド光源を設けることを特徴とする蛍光観察装置。

【0057】8. 付記7において、上記短波長の光は、励起光と略同波長、あるいは、それ以下の波長の光とすることを特徴とする蛍光観察装置。

【0058】(付記6～8の課題) 従来、国際出願WO92/08515号公報に開示された蛍光観察装置には、生体より発する蛍光に基づいて治療用レーザーを供給する技術が示されている。この装置においては、レーザー治療にてレーザーの照準を合わせるためのガイド光を用いる。このガイド光は通常、赤色であり、一方、励起光に基づく蛍光は赤色光を含むものであった。このため、ガイド光の反射光が蛍光の赤色成分に混合し、正確な蛍光観察を妨げるという問題があった。付記6～8は、上述の不具合を解決するためのものである。

【0059】(付記6の作用、効果) 付記6の蛍光観察装置によれば、上記ガイド光が蛍光励起を助長し、上記ガイド光が蛍光観察を妨げることがなく、正確な蛍光観察を行うことができる。

【0060】(付記7、8の作用、効果) 付記7、8の蛍光観察装置によれば、観察時と治療時とで上記ガイド光を切り換え、蛍光観察時は観察を妨げない波長の上記ガイド光を、治療時には視認性に優れた波長の上記ガイド光を用いることにより、適切な観察および治療を行う

ことができる。

【0061】9. 半導体レーザーモジュールと、前記半導体レーザーモジュールの光出力を第1の光線と第2の光線とに分岐する光分岐手段と、上記第1の光線を波長変換する波長変換手段と、波長変換された上記第1の光線を上記第2の光線を励起光として増幅する光ファイバ増幅器と、増幅された上記第1の光線を生体へ導くプローブと、を有するレーザー装置。

【0062】(付記9の作用、効果) 付記9のレーザー装置においては、上記半導体レーザーより出力された光を上記第1の光線と上記第2の光線に分岐し、上記第1の光線を波長変換する。波長変換された上記第1の光線は、上記第2の光線を励起光として上記光ファイバ増幅器にて増幅され、生体へ供給される。付記9のレーザー装置によると、小型、安価な蛍光励起用レーザー源を提供することができる。

【0063】10. 付記9において、上記半導体レーザーモジュールは、複数の半導体レーザー素子と、これら半導体レーザー素子より出力された複数の光線を1本の光線に結合する光結合手段とを有することを特徴とするレーザー装置。

【0064】(付記10の作用、効果) 付記10のレーザー装置においては、上記半導体レーザーモジュールは、複数の半導体レーザー素子を有し、これら複数の半導体レーザー素子より出力された複数の光線を一本の光線に結合することにより、高いレーザー出力を獲得する。付記10のレーザー装置によれば、付記9の効果に加えて、蛍光励起に充分なレーザー出力を得ることができる。

【0065】11. 付記9において、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であることを特徴とするレーザー装置。

【0066】(付記11の作用、効果) 付記11のレーザー装置においては、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であり、波長変換された上記第1の光線は元の波長の半分の波長となる。付記11のレーザー装置によると、蛍光励起に適したレーザー波長を得ることができる。

【0067】12. 付記9において、上記波長変換手段による波長変換後の上記第1の光線は青色または紫外光であり、上記第2の光線は赤色光であることを特徴とするレーザー装置。

【0068】(付記12の作用、効果) 付記12のレーザー装置においては、波長変換後の上記第2光線の波長は、青色または紫外光であり、上記第2の光線の波長は、赤外光である。付記12のレーザー装置によると、付記9の効果に加えて、蛍光励起およびレーザー照射治療に適したレーザー波長を得ることができる。

【0069】13. 第1の波長の第1の光線を出力する第1の半導体レーザーモジュールと、第2の波長の

第2の光線を出力する第2の半導体レーザーモジュールと、上記第1の光線を波長変換する波長変換手段と、上記波長変換された上記第1の光線を上記第2の光線を励起光として増幅する光ファイバ増幅器と、上記増幅された上記第1の光線を生体へ導くプローブと、を有することを特徴とするレーザー装置。

【0070】(付記13の作用、効果) 付記13のレーザー装置においては、上記2つの半導体レーザーモジュールがあり、上記第1の波長の第1の光線および上記第2の波長の第2の光線を出力する。上記第1の光線を波長変換し、波長変換された上記第1の光線は、上記第2の光線を励起光として光ファイバ増幅器により増幅する。増幅された上記第1の光線は、生体へ供給される。付記13のレーザー装置によると、所望のレーザー波長を選択し、蛍光観察能力を高めることができる。

【0071】14. 付記13において、上記第1の半導体レーザーモジュールと上記第2の半導体レーザーモジュールの少なくとも一方は、複数の半導体レーザー素子と、これら半導体レーザー素子より出力された複数の光線を1本の光線に結合する光結合手段とを有することを特徴とするレーザー装置。

【0072】(付記14の作用、効果) 付記14のレーザー装置においては、上記半導体レーザーモジュールの少なくとも一方は、上記複数の半導体レーザー素子を持ち、これら複数の半導体レーザー素子より出力された複数の光線を一本の光線に結合することにより、高いレーザー出力を獲得している。付記14のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起に充分なレーザー出力を得ることができる。

【0073】15. 付記13において、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であることを特徴とするレーザー装置。

【0074】(付記15の作用、効果) 付記15のレーザー装置においては、上記波長変換手段は、第2高調波発生素子であり、波長変換された第1の光線は元の波長の半分の波長となる。付記15のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起に適したレーザー波長を得ることができる。

【0075】16. 付記13において、上記波長変換手段による波長変換後の上記第1の光線は、青色または紫外光であり、上記第2の光線は赤外光であることを特徴とするレーザー装置。

【0076】(付記16の作用、効果) 付記16のレーザー装置においては、波長変換後の上記第2の光線の波長は、青色または紫外光であり、第2の光線の波長は、赤外光である。付記16のレーザー装置によると、付記13の効果に加えて、蛍光励起およびレーザー照射治療に適したレーザー波長を得ることができる。

【0077】

【発明の効果】以上、説明したように本発明の蛍光観察

装置においては、蛍光励起光を伝送する石英ファイバと、通常照明光を伝送する多成分系ファイバによりなる導光路を有することから、内視鏡の可撓性を維持しつつ、励起光を高い効率で伝送することが可能となり、励起光源の小型化、低価格化が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を示す蛍光観察装置である蛍光観察内視鏡装置の全体の構成図。

【図2】図1の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの構造を示す模式的断面図。

【図3】図2の矢視図であって、図3(A)、(B)、(C)は、それぞれ図2のA矢視図、B矢視図、C矢視図である。

【図4】図1の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドとその光源部の詳細を示す図。

【図5】第1の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの変形例の出射端面形状を示す図。

【図6】第1の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるライトガイドの別の変形例の出射端面形状を示す図。

【図7】第1の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドを適用したときのライトガイドと光源部を示す図。

【図8】第1の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドの構造を示す模式的断面図。

【図9】図8の矢視図であって、図9(A)、(B)、(C)、(D)は、それぞれ図8のA矢視図、B矢視図、C矢視図、D矢視図を示す。

【図10】第1の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置におけるさらに別の変形例のライトガイドの構造を示す模式的断面図。

【図11】本発明に関連する第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置のブロック構成図。

【図12】本発明に関連する第3の実施の形態の蛍光観察レーザー装置のブロック構成図。

【図13】本発明に関連する第4の実施の形態の蛍光観察レーザー装置のブロック構成図。

【符号の説明】

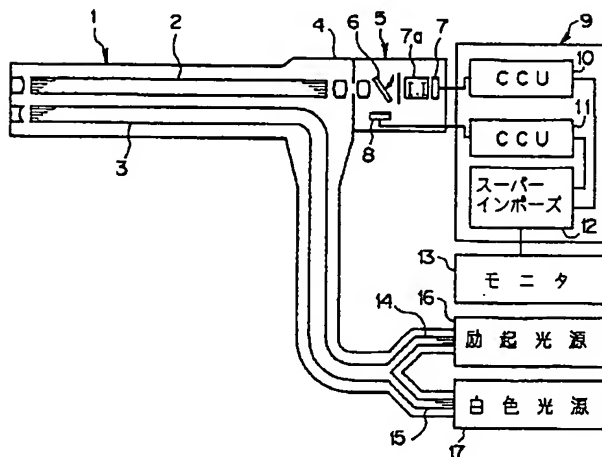
3, 21, 24, 27, 33, 36……ライトガイド

(導光路)

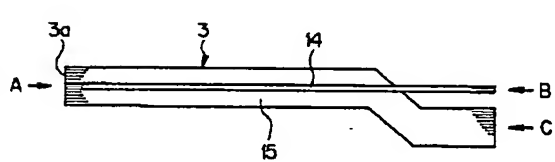
14, 22, 25, 28, 34, 37……励起用ライトガイド(石英ファイバ)

15, 23, 26, 29, 35, 39……白色光用ライトガイド(多成分系ファイバ)

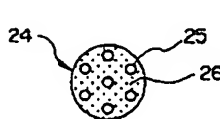
【図1】



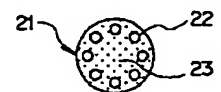
【図2】



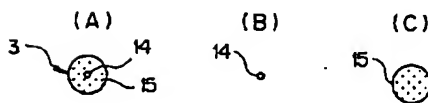
【図6】



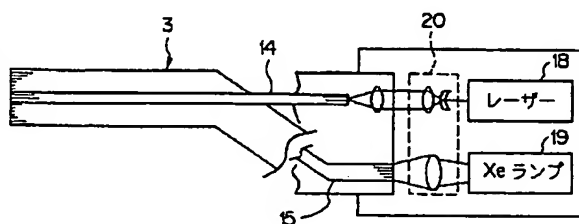
【図5】



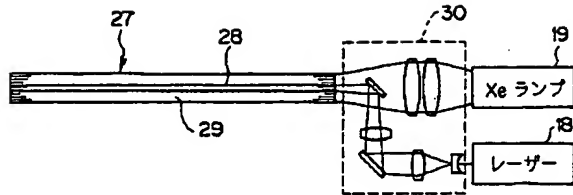
【図3】



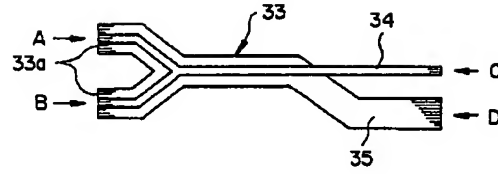
【図4】



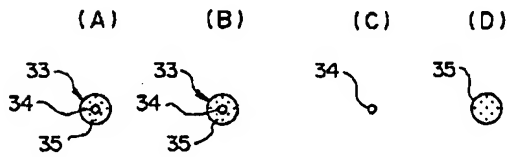
【図7】



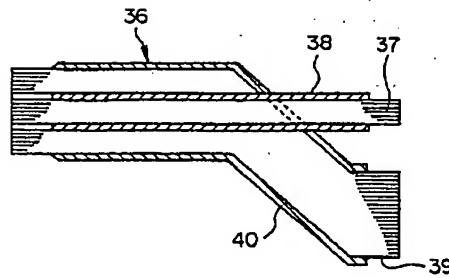
【図8】



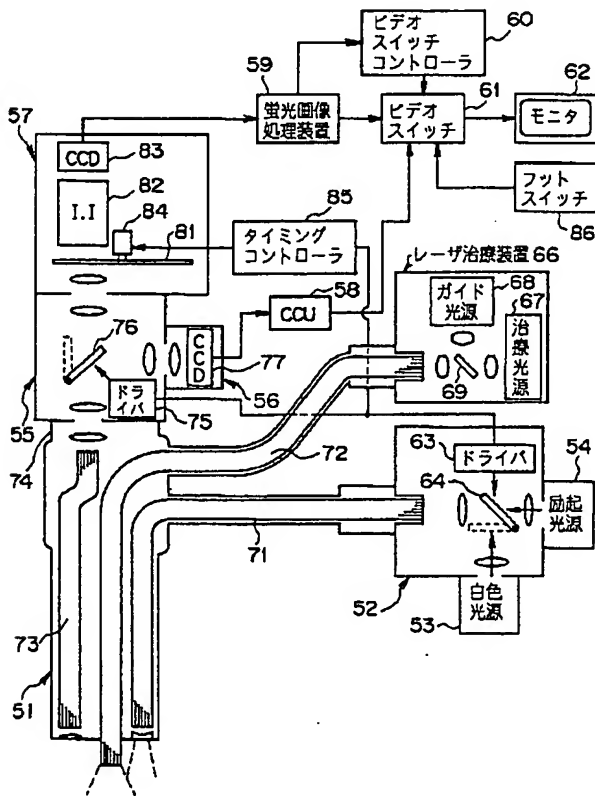
【図9】



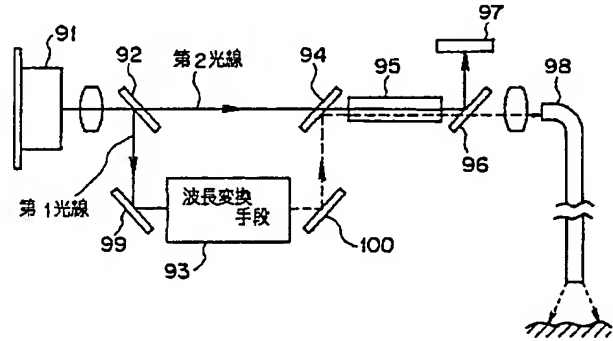
【図10】



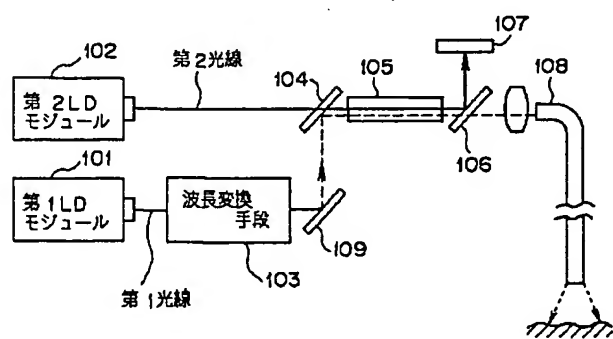
【図11】



【図12】



【図13】



## フロントページの続き

(72)発明者 金子 守  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 竹端 栄  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 吉原 雅也  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 岩▲崎▼ 誠二  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 横田 朗  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高杉 芳治  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 松本 伸也  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 真貝 成人  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内